

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

## DIPLOMOVÁ PRÁCA

2013

Bc. Dominika Vavrová

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Patologické dôsledky hypokinézy u paraplégie a ich  
identifikácia metódou TVS**

Diplomová práca

Vedúci diplomovej práce:

**Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.**

Vypracovala:

**Bc. Dominika Vavrová**

Praha, september 2013

**Prehlásenie**

Prehlasujem, že som predloženú diplomovú prácu spracovala samostatne, pod vedením Doc. PaedDr. Karla Jelena, CSc. Prehlasujem, že som uviedla všetky použité informačné zdroje a literatúru. Táto práca, ani jej podstatná časť, nebola predložená k získaniu iného alebo rovnakého titulu.

V Prahe, dňa 31. 8. 2013

.....

Podpis diplomanta

### Evidenčný list

Súhlasím so zapožičaním svojej diplomovej práce k študijným účelom. Prosím, aby bola vedená presná evidencia, komu bola práca požičaná, a aby boli prevzaté údaje riadne citované.

Meno a priezvisko:

Fakulta / katedra:

Dátum vypožičania:

Podpis:

---

## **Pod'akovanie**

Touto cestou vyslovujem pod'akovanie vedúcemu práce Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za pomoc, odborné vedenie, cenné rady a pripomienky pri vypracovaní diplomovej práce. Ďakujem Mgr. Josefovi Zemanovi, PhD. za jeho prítomnosť pri realizácii merania metódou TVS, za jeho pomoc v oblasti spracovania výsledkov práce. Pod'akovanie patrí všetkým probandom, ktorí sa zúčastnili výskumu, cením si, že mi s ochotou venovali svoj čas a energiu.

## Abstrakt

**Názov práce:** Patologické dôsledky hypokinézy u paraplégie a ich identifikácia metódou TVS

**Cieľ práce:** Cieľom bolo identifikovať a klasifikovať rozdiely mechanických vlastností axiálnych systémov u osoby s paraplégiou a osobami zo zdravej populácie. Sekundárnym cieľom bolo identifikovať a klasifikovať zmeny mechanických vlastností axiálneho systému u osoby s paraplégiou v závislosti od realizovanej fyzioterapeutickej intervencie (FI).

**Metódy výskumu:** Troch probandov, jednu osobu s paraplégiou a dve zdravé osoby, sme zmerali diagnostickou metódou TVS (Transfer Vibration Through Spine). Osoba s paraplégiou bola zmeraná dvakrát, pred a po jednohodinovej fyzioterapeutickej intervencii. Zdravé osoby absolvovali meranie jedenkrát, bez FI. Uvedená metóda TVS predstavuje diagnostický aparát, umožňujúci kvantitatívne i kvalitatívne klasifikovať vlastnosti axiálneho systému, respektíve jeho segmentov. Vychádza zo skutočnosti, že rýchlosť mechanického vlnenia a hustota mechanickej energie prestupujúcej axiálnym systémom je ovplyvnená vlastnosťami tohto systému. Preto sme mohli z rozdielov vstupných a výstupných hodnôt zrýchlení na jednotlivých trňových výbežkoch analyzovať a identifikovať mechanické vlastností meraných axiálnych systémov.

**Výsledky:** Pri porovnaní frekvenčných závislosti celkových útlmov jednotlivých chrbtíc, sme zistili, že celkový útlm rastie v oboch prípadoch, u zdravého i patologického axiálneho systému, takmer lineárne nad frekvenciou približne 40 Hz. Dôležitým je zistenie, že celkový útlm patologickej chrbtice pri nízkych rezonančných frekvenciách má iný charakter ako celkový útlm zdravých chrbtíc. V nižších frekvenciách má útlm patologickej chrbtice klesajúci charakter, svoje minimum dosahuje približne pri hodnote 35 Hz. Na základe zmien mechanických vlastností axiálneho systému v súvislosti s realizáciou 1 hodinovej FI u paraplegičky sme zistili, že realizovaná FI najviac ovplyvnila dlhé svaly axiálneho systému. Pretože najviac zmien tuhosti bolo dosiahnutých na najnižších rezonančných frekvenciách.

**Kľúčové slová:** axiálny systém, poranenia miechy, vibrácie, TVS

## **Abstract**

**Thesis title:** Pathological consequences of hypokinesia in paraplegic patient and their identification by TVS method

**The thesis focus:** The focus of the thesis was to identify and classify differences of mechanical properties of axial systems between paraplegic patient and people from healthy population. Secondary focus of the thesis was to identify and classify changes of mechanical properties of axial system in paraplegic patient depending on physiotherapeutic intervention.

**The research methods:** Three people, one paraplegic person and two healthy people were measured with TVS (Transfer Vibration Through Spine) method. Paraplegic person was measured twice, before and after one hour long physiotherapeutic intervention (PI). Healthy people were measured once, without PI. TVS method is a diagnostic apparatus that enables qualitative and quantitative classification of properties of axial skeleton and its segments. It is based on fact that velocity of mechanical waves and density of mechanical energy transmitting through axial skeleton is affected by properties of this system. Thus we were able to analyze and identify mechanical properties of measured axial systems according to differences of input and output values of acceleration on particular spinous processes.

**The results:** When we compared frequency dependency of global attenuation of individual spinal columns, we found out that global attenuation increases linearly over frequencies of 40 Hz, in both cases, in healthy and pathological axial systems. Interesting fact is that we found out that global attenuation of pathological spinal column exposed to low resonance frequencies has different pattern than overall attenuation of healthy spinal column. In the case of lower frequencies, the attenuation of pathological spinal column has decreasing pattern and its highest point is around 35 Hz. Based on mechanical properties of axial skeleton connected to one hour physiotherapeutic intervention in paraplegic patient, we found out that used PI mostly affected long muscles of axial system. The most noticeable change of sturdiness was achieved at lower resonance frequencies.

**Key words:** axial system, spinal cord injury, vibration, TVS

# OBSAH

Zoznam obrázkov .....	9
Zoznam tabuliek .....	11
Zoznam použitých skratiek a symbolov .....	12
1 ÚVOD.....	14
2 TEORETICKÉ VÝCHODISKÁ .....	16
2.1 AXIÁLNY SYSTÉM.....	16
2.1.1 Funkčná anatómia a kineziológia chrbtice.....	16
2.1.2 Neuroanatómia miechy a miechových štruktúr .....	19
2.2 PORANENIA CHRBTICE.....	21
2.2.1 Mechanizmus úrazov chrbtice .....	21
2.2.2 Stabilita chrbtice .....	22
2.3 PORANENIE MIECHY .....	23
2.3.1 Epidemiológia .....	23
2.3.2 Úrazový mechanizmus poškodenia miechy.....	24
2.3.3 Klasifikácia poranenia nervových štruktúr .....	24
2.4 TRANSVERZÁLNA LÉZIA MIECHY .....	25
2.4.1 Patofyziologické a funkčné zmeny po transversálnej lézii miechy .....	26
2.5 PARAPLÉGIA.....	27
2.5.1 Paraplégia, jej zdravotné dôsledky a možné riziká.....	27
2.6 FYZIOTERAPEUTICKÁ INTERVENCIA .....	29
2.6.1 Cvičebná jednotka pre paraplegikov na uvoľnenie a pretiahnutie axiálneho svalstva.....	29
2.7 MECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÝCH MATERIÁLOV.....	30
2.7.1 Biomechanika axiálneho systému.....	31
2.8 MECHANICKÁ ZÁŤAŽ.....	32
2.8.1 Hypokinéza .....	32
2.9 DIAGNOSTICKÁ METÓDA TVS.....	33
2.9.1 Vibrácie.....	33
2.9.2 Mechanické kmitanie .....	34



2.9.3	Stojaté vlnenie.....	36
2.9.4	Kmitové módy .....	38
2.9.5	Mechanický oscilátor .....	39
2.9.6	Metóda TVS.....	41
3	CRITICAL REVIEW .....	43
3.1	PRENOS VIBRÁCIÍ AXIÁLNYM SYSTÉMOM.....	43
3.1.1	Terapeutické využitie vibrácií .....	44
3.1.2	Diagnostické využitie vibrácií .....	49
4	DEFINOVANIE PROBLÉMU, CIELE A HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE	54
4.1	CIELE DIPLOMOVEJ PRÁCE .....	54
4.2	HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE.....	54
5	METODIKA DIPLOMOVEJ PRÁCE.....	55
5.1	METODOLOGICKÝ PRINCÍP .....	55
5.2	SKÚMANÝ SÚBOR .....	55
5.3	POUŽITÉ METÓDY A PRIEBEH EXPERIMENTU .....	55
5.4	POPIS METÓDY .....	57
5.5	DETEKCIA DÁT.....	58
5.6	ANALÝZA DÁT .....	58
6	VÝSLEDKY.....	60
7	DISKUSIA .....	72
8	ZÁVER.....	76

## **Zoznam obrázkov**

<b>Obrázok 1</b> Základná funkčná jednotka chrbtice .....	17
<b>Obrázok 2</b> Vertikálna topografia lézie miechy.....	25
<b>Obrázok 3</b> Graf tlmeného kmitania .....	35
<b>Obrázok 4</b> Vznik stojatého vlnenia skladaním priameho a odrazeného vlnenia.....	37
<b>Obrázok 5</b> Kmitové módy na strune.....	38
<b>Obrázok 6</b> Rezonančná krivka.....	39
<b>Obrázok 7</b> Znázornenie rezonančných frekvencií jednotlivých častí ľudského tela ....	40
<b>Obrázok 8</b> Priebeh merania metódou TVS.....	41
<b>Obrázok 9</b> Ukážka cvikov z realizovanej fyzioterapeutickej intervencie .....	56
<b>Obrázok 10</b> Priebeh merania diagnostickou metódou TVS .....	57
<b>Obrázok 11</b> Frekvenčná amplitúdová charakteristika patologickej chrbtice v úseku (Th8 – Th12) pred fyzioterapeutickou intervenciou .....	62
<b>Obrázok 12</b> Frekvenčná amplitúdová charakteristika patologickej chrbtice v úseku (Th8 – Th12) po fyzioterapeutickej intervencii .....	62
<b>Obrázok 13</b> Frekvenčná amplitúdová charakteristika zdravej chrbtice v úseku (Th8 – Th12).....	63
<b>Obrázok 14</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 9,6 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou.....	65
<b>Obrázok 15</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 20,4 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou.....	65
<b>Obrázok 16</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 66,1 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou.....	66
<b>Obrázok 17</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 157,5 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou.....	66
<b>Obrázok 18</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 13,5 Hz po fyzioterapeutickej intervencii .....	67
<b>Obrázok 19</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 24,7 Hz po fyzioterapeutickej intervencii .....	68
<b>Obrázok 20</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 72,8 Hz po fyzioterapeutickej intervencii.....	68
<b>Obrázok 21</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 133,3 Hz po fyzioterapeutickej intervencii.....	69
<b>Obrázok 22</b> Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch zdravej chrbtice pri priemernej frekvencii 72,1 Hz.....	69

<b>Obrázok 23</b> Graf celkového útlmu chrbtice v závislosti na frekvencii v prípade zdravých chrbtíc (Zdravá I, Zdravá II) .....	71
<b>Obrázok 24</b> Graf celkového útlmu patologickej chrbtice v závislosti na frekvencii pred a po fyzioterapeutickej intervencii .....	71

## **Zoznam tabuliek**

Tabuľka 1 Výsledné dáta meraní zdravých AS a patologického AS.....	61
Tabuľka 2 Výsledky detekcie zmien reakcií AS paraplegičky na realizovanú fyzioterapeutickú intervenciu .....	61

## Zoznam použitých skratiek a symbolov

Značka	Význam	Jednotka
b	Dekrement útlmu	$[s^{-1}]$
f	Frekvencia	[Hz]
F, f(t)	Sila	[N]
K	Ohybová tuhosť	[J]
l	Dĺžka	[m]
m	Hmotnosť	[kg]
t	Čas	[s]
T	Periódá	[s]
y	Výchylka hmotného bodu	[m]
$y_m$	Maximálna výchylka hmotného bodu	[m]
$\lambda$	Vlnová dĺžka	[m]
$\mu$	Hmotnosť dĺžkovej jednotky	[kg]
$\omega$	Uhlová rýchlosť	$[rad.s^{-1}]$
3D	Trojdimenzionálny	
$\beta$	Koeficient útlmu	
AIS	ASIA Impairment Scale	
AS	Axiálny systém	
ASIA	American Spinal Injury Association	
AV ČR	Akademie věd České republiky	
BMD	Bone Mineral Density	
BMI	Body Mass Index	
C1 – C7	Prvý až siedmy krčný stavec	
CNS	Centrálne nervová sústava	

DK	Dolná končatina
EMG	Elektromyografické vyšetrenie
G	Gravitačná konštanta
HŽT	Hlboká žilová trombóza
ICHS	Ischemická choroba srdca
IVD	Intervertebrálny disk
L1 – L5	Prvý až piaty driekový stavec
LIV	Low – Intensity Vibration
L – S	Lumbosakrálny
MEP	Motorické evokované potenciály
n	Celé kladné číslo
RF	Rezonančná frekvencia
RPK	Rýchlosť prietoku krvi
SCIM	Spinal Cord Independance Measure
SI	Medzinárodná sústava jednotiek
SRC	Simulated Road Course
SSEP	Somatosenzorické evokované potenciály
TLM	Transverzálna lézia miechy
Th1 – Th12	Prvý až dvanásť hrudníkový stavec
Th – L	Thorakolumbálny
TVS	Transfer Vibration through Spine
U	Útlm jedného stavca
U <sub>c</sub>	Útlm celej chrbtice
VL	Musculus vastus lateralis
VM	Musculus vastus medialis
WBV	Whole Body Vibration

# 1 ÚVOD

Pohyb v odpovedajúcej kvalite i kvantite patrí medzi prostriedky priamo ovplyvňujúce človeka ako biopsychosociálnu bytosť. Axiálny systém je síce len jednou komponentou pohybového systému, avšak protichodnosť dynamicky sa meniacich požiadaviek na elasticitu, mobilitu, pevnosť a stabilitu vzpriameného a pohybujúceho sa ľudského tela je v tejto štruktúre priamo koncentrovaná. Vo svojich jednotlivostiach je osový orgán biomechanickým komplexom, pozostávajúcim z rozdielnych častí, ktoré je lepšie analyzovať samostatne. Každý úsek axiálneho systému má inú biomechaniku, inú funkciu, iné prevažujúce poruchy a ich príznaky. Vyššie menované osobitosti osového orgánu vymedzujú možnosti jeho poranenia, a tým aj poranenia chrčtice a miechy. Poškodenie chrčtice spolu s miechou (transverzálna lézia miechy) je i v súčasnej dobe stále aktuálny, závažný a interdisciplinárny problém. Po traume chrčtice s transverzálnou léziou miechy a následnou paraplégiou sa môžu vplyvom poškodenia pohyblivosti, citlivosti či autonómnych funkcií rozvinúť mnohé špecifické komplikácie. Vplyv hypokinézy, zmeny postúry a pohybových stereotypov podporuje vznik komplikácií typických u ľudí s transverzálnou léziou miechy. Zmeny procesov, nasledujúcich po úraze, v dôsledku paraplégie (hypokinézy) sa premietajú do celkových biomechanických vlastností axiálneho systému. V súčasnosti sa biomechanika okrem iného zaoberá deformáciou tkanivových a orgánových štruktúr ľudského tela a jej odozvou na mechanické zaťaženie. Vďaka tomuto trendu sa stále vo väčšej miere používajú poznatky z reológie. Výsledky výskumov v tejto skúmanej oblasti záujmu majú významný potenciál, pretože znalosti reologických vlastností tkanív umožňujú predpokladať ich odozvu na mechanické zaťaženie. Diagnostická metóda Transfer Vibration Through Spine (TVS) bola vyvinutá Mgr. Josefom Zemanom, PhD. v spolupráci s Ústavom termomechaniky Akademie vied České republiky (AV ČR). Princíp metódy spočíva v synchronnom snímaní kmitov šírených axiálnym systémom a vychádza z vlastností látok prenášať vlnenie. Metóda TVS je založená na skutočnosti, že rýchlosť mechanického vlnenia a hustota mechanickej energie prestupujúcej axiálnym systémom je ovplyvnená vlastnosťami tohto systému. Preto je možné z rozdielov vstupných a výstupných hodnôt zrýchlení na jednotlivých tŕňových výbežkoch stavcov analyzovať a identifikovať vlastnosti tkanív axiálneho systému. V súčasnosti sa o diagnostickej metóde TVS vie veľmi málo. Predkladaná diplomová

práca je určená k identifikácií a klasifikácií vplyvu extrémneho pohybového režimu, ktorým je hypokinéza v prípade osoby s paraplégiou. Motiváciou, prečo som si zvolila danú tému, bol úmysel bližšie sa oboznámiť s problematikou paraplégie, a taktiež s možnosťami využitia metódy TVS, práve pre jej jedinečnosť.



## 2 TEORETICKÉ VÝCHODISKÁ

### 2.1 AXIÁLNY SYSTÉM

Vzhľadom k vzpriamenému držaniu tela v stojí a pri lokomícii je axiálny systém (AS) hlavnou pohybovou bázou, od ktorej sa každý pohyb odvíja. Všeobecne možno tvrdiť, že nie je pohyb, ktorý by nemal odozvu v axiálnom systéme, na druhej strane, taktiež neexistuje pohyb vlastného axiálneho systému, ktorý by sa nepremietal do organizmu. Preto je celý osový systém veľmi zraniteľný i zraňovaný (Dylevský, 2009b).

Osový orgán pozostávajúci z hlavy, chrbtice a panvy je pomyselnou osou postavy. Jeho jednotlivé segmenty vytvárajú líniu určujúcu vzhľad postavy (postúru), prejavujúci sa staticky držaním tela, dynamicky pohybovým správaním. Ak tvoria jednotlivé segmenty osového orgánu harmonický celok vyjadrený estetickým tvarom postavy, je pohyb vyvážený a ekonomický. Z tohto dôvodu nedochádza k predčasnej únave ani k zvýšenému opotrebovaniu štruktúry. Poruchy línie tela poukazujú na defekty v riadiacom systéme centrálnej nervovej sústavy (CNS) alebo na štrukturálne zmeny segmentov. Taktiež majú vplyv na stav mysle, prejavujúci sa zmenou pohybového správania (Véle, 2006).

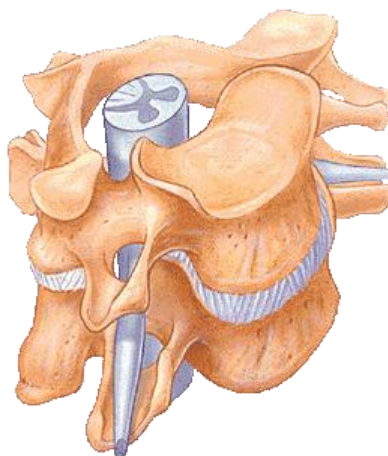
Axiálny systém je zložený z osového skeletu (chrbtice), zo spojení na chrbtici, zo svalov pohybujúcich a stabilizujúcich osový skelet. Tvorí ho taktiež kostrový základ hrudníku, jeho spoje, dýchacie svaly a svaly panvového dna. K axiálnemu systému, v širšom kontexte, prislúcha i riadiaca komponenta. Ide o tú časť nervovej sústavy, ktorá zabezpečuje funkciu samostatného systému, respektíve je jeho činnosťou priamo ovplyvnená (Dylevský, 2009b).

Z údajov funkčnej anatómie axiálneho systému budú v nasledujúcom texte uvedené iba základné údaje nutné pre orientáciu v danej téme.

#### 2.1.1 Funkčná anatómia a kineziológia chrbtice

Základným prvkom osového systému je chrbtica, *columna vertebralis*. Je zložená z 24 pohybových segmentov, 33 – 34 stavcov a 23 medzistavcových doštičiek. Pri rozbere jej stavby je vhodné vychádzať z koncepcie tzv. pohybového segmentu

(motion segment), ktorý je základnou funkčnou jednotkou chrbtice (Obr. 1). Pohybový segment je tvorený zo susediacich tiel stavcov, medzistavcových kĺbov, medzistavcovej doštičky, fixačného väziva a zo svalov. Z pohľadu funkcie má pohybový segment chrbtice päť stavebných a funkčných komponent (Dylevský, 2009a).



**Obrázok 1** Základná funkčná jednotka chrbtice (Tantuwaya, 2013)

## **Nosné komponenty segmentu**

### Stavce (*vertebrae*)

Stavce tvoria tri flexibilné oporné stĺpce, ktoré umožňujú obmedzenú pohyblivosť jednotlivých segmentov ako aj flexibilné lokálne spevnenie určitého úseku chrbtice podľa okamžitej potreby. Preto zmena ich tvaru alebo vzájomnej polohy narúša flexibilitu chrbtice a môže ohroziť i miechu. Stavcov je počtom 33 – 34. Rozdelené sú na 7 krčných s označením (C1 – C7), 12 hrudníkových (Th1 – Th12), 5 driekových s označením (L1 – L5), 5 stavcov synostickým spojením vytvára krížovú kosť a 4 – 5 stavcov tvorí kostrč. Všetky stavce s výnimkou prvých dvoch (atlasu a axisu) majú podobnú stavbu (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a).

### Telo stavca (*corpus vertebrae*)

Je nosným prvkom chrbtice. Kraniálne i kaudálne je tvorené terminálnou, medzistavcovou plochou, *facies intervertebralis*. V prípade tela stavca ide o sústavu dvoch typov kostí. Kompaktná kosť prenáša 45 – 75 % vertikálneho zaťaženia pôsobiaceho na stavec a spongiózna kosť prenášajúca zvyšné zaťaženie (Dylevský, 2009a).

### Oblúk stavca (*arcus vertebrae*)

Je zozadu pripojený k telu stavca a ohraničuje otvor stavca (*foramen vertebrale*), súbor otvorov vytvára chrbticový kanál (*canalis vertebralis*). Oblúk stavca má predovšetkým protektívnu funkciu pre miechu. Zdola i zhora sú na oblúku zárezy (*incisura vertebralis superior et inferior*), ktoré vzájomne tvoria párové medzistavcové otvory (*foramina intervertebralia*). V týchto častiach vystupujú miešne nervy a cievy (Dylevský, 2009a).

### Výbežky stavca (*processus*)

Sú spojené s oblúkom stavca, ich funkciou je pomôcť pohyblivosti stavcov. Slúžia ako miesta začiatkov väzov fixujúcich stavce a svalov zaisťujúcich pohyblivosť chrbtice. Delia sa na štyri výbežky kĺbne (*processus articulares superiores et inferiores*), dva výbežky priečne (*processus transversi*) a jeden trňový výbežok (*processus spinosus*) (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a).

### **Fixačné komponenty segmentu**

Väzivové spoje, ktoré do tejto komponenty zapadajú, sú skôr považované za pasívne časti. Na druhej strane sú významnými akumulátormi pohybovej energie. Väzivo je taktiež zdrojom informácií signalizujúcich napätie, respektíve smer pohybu určitého úseku chrbtice. Ligamentá obmedzujú pohybový rozsah segmentov, aby nedošlo k poškodeniu štruktúry. Rozlišujeme dlhé a krátke väzy. K dlhým väzom patrí predný a zadný pozdĺžny väz (*ligamentum longitudinale anterius et posterius*). Tieto väzy spájajú a spevňujú celú chrbticu, čím prispievajú k celkovej stabilizácii osového orgánu. Poznáme tri typy väzov krátkych: *ligamenta flava*, *interspinalia*, *intertransversalia*, ktoré sa podieľajú na udržiavaní vzpriamenej polohy chrbtice. (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Véle, 2006).

### **Hydrodynamické komponenty segmentu**

Medzistavcové doštičky (*disci intervertebrales*) a cievny systém (predovšetkým žilový) predstavujú hydrodynamické komponenty pohybového segmentu. Intervertebrálne disky (IVD) predstavujú synchondrózy chrbtice. Sú útvary z väzivovej chrupavky spájajúce terminálne plochy tiel presakrálnych stavcov od C2 po krížovú kosť (*os sacrum*). Ich počet je 23. Vďaka ich zloženiu absorbujú statické i dynamické

zaťaženie chrbtice. Veľkosť disku zodpovedá vždy rozsahu tiel susediacich stavcov, hrúbka disku je v rôznych úrovniach chrbtice rozličná, taktiež sa mení v rámci jedného disku (Dylevský, 2009b; Kočiš, Wendsche et al., 2012).

### **Kinetické komponenty segmentu**

Medzistavcové kĺby (*articulationes intervertebrales*) a kraniovertebrálne spojenie sú kinetickou a aktívne fixačnou súčasťou pohybového segmentu. Medzistavcové kĺby plnia významnú úlohu pri zaisťovaní pohybu susediacich stavcov. Spolu s medzistavcovými doštičkami vytvárajú funkčné jednotky. Tvar kĺbových plôch spoločne s výškou IVD určuje druh a rozsah pohybov v danom úseku chrbtice (Dylevský, 2009b; Kočiš, Wendsche et al., 2012).

### **Kinematické komponenty segmentu**

Svaly sú kinematickou komponentou pohybového segmentu osového systému, ktorá je zdrojom sily pre stabilizáciu axiálneho systému, ako aj pre pohyb jeho segmentov. Svaly vytvárajú ucelený komplexný systém umožňujúci realizáciu zložitých pohybov medzi jednotlivými segmentmi chrbtice, medzi hlavou a chrbticou, medzi hrudníkom a panvou a medzi hrudníkom a končatinami (Dylevský, 2009b; Véle, 2006).

## **2.1.2 Neuroanatómia miechy a miechových štruktúr**

### **Miecha (*medulla spinalis*)**

Je súčasťou CNS. Prebieha chrbticovým kanálom (*canalis vertebralis*), ktorým je súčasne chránená. Makroskopicky je miecha 40 – 50 cm dlhý, od 10 – 13 mm široký povrazcový útvar, obklopený tromi miechovými obalmi. Začína výstupom prvého krčného nervu, na úrovni kríženia pyramídovej dráhy (*decussatio pyramidum*), na kranio cervikálnom prechode. Jej kaudálny koniec je lokalizovaný na úrovni medzistavcovej platničky L1 – L2, alebo vo výške tela stavca L2. Od stavca L2 smerom nadol pokračujúce miechové korene vytvárajú *cauda equina* v durálnom vaku, ktorý sa končí vo výške S2. Podľa výstupov koreňov spinálnych nervov sa miecha rozdeľuje na štyri časti: krčnú časť (*pars cervicalis*), hrudnú časť (*pars thoracica*),

bedrovú časť (*pars lumbalis*) a krížovú časť (*pars sacralis*). Jednotlivé časti sa delia na segmenty, z ktorých vychádzajú párové miešne nervy (Ambler et al., 2008; Dylevský, 2009a).

Miechou je prenášaná väčšina proprioceptívnych a prevažná časť exteroceptívnych signálov do mozgu, eferentné vzruchy zo supraspinálnych regulačných okruhov hybnosti, ale i veľa vegetatívnych vzruchov. Z týchto dôvodov má poškodenie miechy ťažké následky z hľadiska motorických, senzitívnych, vegetatívnych a trofických porúch (Malý et al., 1999).

### **Miechové nervy (*nervi spinales*)**

Z miechy vystupuje 31 párov zmiešaných miechových nervov. Zmiešaných preto, lebo každý miechový nerv sa skladá zo zadného koreňa (*radix dorsalis*) a predného koreňa (*radix ventralis*). Zadný senzitívny koreň vytvárajú senzitívne, aferentné vlákna. Prostredníctvom nich, sa z voľných nervových zakončení dostávajú podnety do miechy. Predný motorický koreň miechového nervu obsahuje motorické, eferentné axóny, prostredníctvom nich sú prenášané motorické podnety z miechy do priečne pruhovaného svalstva a k žľazovým bunkám. Po splynutí predného a zadného koreňa pokračuje miechový nerv do medzistavcového otvoru, z ktorého sa vlákna nervu dostanú do príslušného segmentu (Malý et al., 1999).

Z miechy sa odčleňuje 8 párov krčných nervov, 12 párov hrudníkových, 5 párov drienkových, 5 párov krížových a 1 pár kostrčový. Prvý krčný nerv sa vynára medzi záhlavnou kosťou a prvým krčným stavcom, všetky ostatné páry nervov sa dostávajú von cez medzistavcové otvory (*foramina intervertebralia*) medzi susediacimi stavcami.

Každý miechový nerv vo svojom periférnom priebehu ľudským telom zásobuje motoricky i senzitívne určitú časť, ktorá sa nazýva segment. Dermatómom sa označuje tá povrchová časť tela, ktorá je senzitívne inervovaná vláknami zadných miechových koreňov. Podobne ako dermatómy majú aj vlákna predných miechových koreňov voči inervovaným priečne pruhovaným svalom presne segmentové zastúpenie, ktoré sa nazýva myotóm (Dylevský, 2009; Malý et al., 1999).

## **2.2 PORANENIA CHRBTICE**

Pri poranení chrbtice dochádza k poškodeniu jedného alebo viacerých stavcov (luxáciou, zlomeninou tela alebo oblúka, respektíve kombináciou luxácie a zlomeniny), poškodeniu väziva a fixačného svalového korzetu (Malý et al., 1999).

### **2.2.1 Mechanizmus úrazov chrbtice**

Mechanizmus úrazu chrbtice môže byť priamy, ktorý však vzniká zriedkavo. Priamo pôsobiace násilia spôsobujú zranenie chrbtice v mieste kontaktu a sú často krát otvorené (Malý et al., 1999). Vo väčšine prípadov je prítomný nepriamy mechanizmus vzniku, pri nepriamom pôsobení síl na jednotlivé pohybové segmenty. Podľa pôsobiacich síl sa rozlišujú vertikálne – kompresívne, flekčne – extenčné a rotačné poranenia chrbtice. Podľa patologicko – anatomického obrazu vznikajú diskoligamentózne, kostné alebo kombinované poranenia (Dobiáš, 2008).

### **Klasifikácia poranení hrudnej a bedrovej chrbtice**

V súčasnosti existuje celý rad rôznych klasifikačných systémov snažiacich sa kategorizovať poranenia chrbtice. Poranenie chrbtice vzniká na základe pôsobenia nasledujúcich síl. Kompresívne sily vedú ku kompresívnym a trieštivým zlomeninám. Ťahové sily spôsobujú poranenia s transversálnou disrupciou, axiálne rotačné sily zodpovedajú za rotačné poranenia (Malý et al., 1999).

V oblasti hrudnej a bedrovej chrbtice, konkrétne v úseku Th11 – L2 sa najčastejšie vyskytujú kompresívne zlomeniny. Vyššia zraniteľnosť thorakolumbálneho prechodu je spôsobená prenosom síl medzi rigidným úsekom hrudnej chrbtice spevnenej hrudným košom a relatívne mobilnou bedrovou chrbticou. Ďalším rozhodujúcim faktorom pre miesto vzniku zlomeniny je fyziologická hrudná kyfóza a bedrová lordóza. V týchto miestach dochádza k prirodzenej absorpcii axiálnych síl, zatiaľ, čo thorakolumbálny prechod je horizontálny, a preto má menšiu kapacitu odolávať kompresii (Kočiš, Wendsche et al., 2012).

### 2.2.2 Stabilita chrbtice

Veľký počet biomechanických štúdií chrbtice poskytol pohľad na účasť rôznych častí chrbtice na zabezpečovaní spinálnej stability. Stabilizačný systém chrbtice sa dá rozdeliť na tri podskupiny, chrbticu, svaly chrbtice a nervovú kontrolu chrbtice (Panjabi, 2003). Výsledkom neporušeného tvaru skeletu, funkčnej spôsobilosti väziva a optimálnej funkcie svalového korzetu je funkčná stabilita chrbtice. Tlakové sily pôsobiace na chrbticu prenášajú predovšetkým telá stavcov a medzistavcové platničky. Zaťaženie kĺbových výbežkov je minimálne. Pohyb je realizovaný intervertebrálnymi diskami a kĺbmi. Tvar a sklon ich kĺbových plôch pohyb presne limituje (Dylevský, 2009b; Dylevský et al., 1997).

Poranenie jednotlivých elementov pohybového segmentu chrbtice rozhoduje o jeho stabilite (Pokorný et al., 2002). Panjabi definoval klinickú nestabilitu chrbtice ako stratu schopnosti chrbtice udržať pri fyziologickej záťaži také postavenie stavcov, aby nedošlo k okamžitému alebo následnému neurologickému deficitu a súčasne nevznikla závažná deformita a zneschopňujúca bolesť. Panjabi ďalej definuje nestabilitu chrbticového segmentu ako stav, pri ktorom pri fyziologickom pohybe dochádza k abnormálnej pohyblivosti (akútna úrazová instabilita, chronická instabilita, degeneratívna instabilita) (Panjabi, 2003).

Stupeň instability je závislý na rozsahu zlomeniny a relatívnej stabilite nepoškodených štruktúr (Malý et al., 1999).

Za nestabilný sa pokladá stav, pri ktorom je bezprostredne ohrozená miecha dislokáciou fragmentu do chrbticového kanála, nadmerným vychýlením osi alebo transverzálnym posunom stavcových tiel (Pokorný et al., 2002).

## **2.3 PORANENIE MIECHY**

Mechanická sila, ktorá je za bežných podmienok aplikovaná na hlavu, trup a končatiny, sa distribuuje chrbticou, ktorá umožňuje fyziologické pohyby tela, pričom chráni nervový systém uložený v mieche. V prípade, ak sú štrukturálne elementy chrbtice poškodené, energia aplikovaná na chrbticu môže byť transformovaná na obsah spinálneho kanála, čo vedie k poškodeniu miechy. Tkanivo miechy je teda zvyčajne poškodené po násilnom styku so štruktúrami chrbtice, ktoré sú následkom úrazového mechanizmu dislokované z ich fyziologického postavenia. Mechanické násilie, ktoré pôsobí v priebehu úrazového deja, môže miechu poškodiť rozličným spôsobom (Malý et al., 1999).

### **2.3.1 Epidemiológia**

Výskyt poranení chrbtice je v Českej republike odhadovaný na 85 prípadov na 100 000 obyvateľov za rok. Dve tretiny týchto úrazov postihujú mladých mužov, ktorých priemerný vek je 30 – 40 rokov. Z celkového počtu pripadá 25% poranení na krčný úsek chrbtice. Z toho horná krčná chrbtica býva poranená v 40% prípadov, dolná krčná chrbtica v 60% prípadov. Poranenie krčnej chrbtice súčasne s poranением miechy je uvádzané v 20% prípadov. Na hrudný a bedrový úsek pripadá 75% všetkých poranení miechy. Najčastejšie býva poranený Th – L prechod, Th11 – L2 v 50%, hrudná chrbtica býva postihnutá v 40% a zostávajúcich 10% tvorí poranenie dolnej bedrovej chrbtice a kosti krížovej. Neurologické postihnutie pri postihnutí hrudnej a bedrovej časti chrbtice býva zaznamenané v 22 – 36% prípadov. Najčastejšie sa neurologické lézie vyskytujú v oblasti hrudnej chrbtice. Najčastejšou príčinou úrazov bývajú z viac ako 50% autonehody, na ďalších miestach sú úrazy pri športových aktivitách (skoky do vody, pády z výšky), pri práci, úrazy ako následky poranení pri kriminálnych činoch alebo suicidálnych pokusoch (Trojan et al., 2001). Poranenie chrbtice sa vyskytuje až v 30% ako viacetážové a býva spojené s inými poraneniami vrátane intraabdominálnych (Kočíš, Wendsche et al., 2012).



### **2.3.2 Úrazový mechanizmus poškodenia miechy**

Pri poranení miechy sa rozlišujú primárne a sekundárne mechanizmy jej poškodenia. Primárnym mechanizmom je priame poškodenie miechy a jej traumatizácia, ku ktorým dochádza pri nárazoch na kostené štruktúry chrbtice kanálu, kompresiou miechy pri zlomeninách stavcov kostným(i) úlomkom(ami) alebo traumaticky léziou intervertebrálneho disku. Sekundárne poranenie miechy je zapríčinené autodeštrukčnými zmenami, ku ktorým dochádza po primárnom poranení (Náhlovský et al., 2006). Sekundárne poškodenie býva spôsobené na jednej strane ischémiou a na druhej strane biochemickou degradáciou. Mechanizmus, ktorého výsledkom je poškodenie miechy môže byť: extrémna hyperflexia, extrémna hyperextenzia, priamy úder na chrbticu, rotácia (Malý et al., 1999).

### **2.3.3 Klasifikácia poranenia nervových štruktúr**

Klinický obraz lézie miechy je daný predovšetkým transversálnym rozsahom jej poškodenia a výškovou lokalizáciou patologického procesu. S cieľom čo najpresnejšie zhodnotiť zmeny v neurologickom a funkčnom náleze v poúrazovom období, boli pre pacientov s léziou miechy vytvorené špecifické vyšetrenia. U pacientov s léziou miechy sa používa vyšetrovací postup podľa ASIA (American Spinal Injury Association) protokolu. Na tento postup nadväzuje vyšetrenie hodnotiace funkčné schopnosti. Neurologické vyšetrenie podľa ASIA protokolu umožňuje stanoviť úroveň lézie i rozsah lézie miechy. Ku stanoveniu rozsahu poranenia miechy je používaná škála AIS (ASIA Impairment Scale) s označením stupňov A až E (Kříž, Chvostová, 2009).

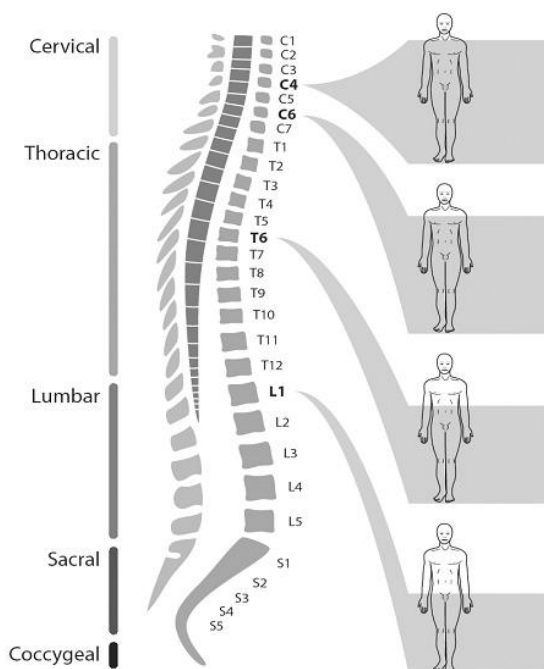
Neurofyzologické vyšetrenie poskytuje včasnú diagnostiku neurologického deficitu u pacientov s poranením miechy, ktorí sú nespolupracujúci či s poruchou vedomia. Jeho súčasťou je hodnotenie motorických evokovaných potenciálov (MEP), somatosenzorických evokovaných potenciálov (SSEP) a elektromyografické (EMG) vyšetrenie.

Pre hodnotenie disability pacientov bola vytvorená škála SCIM (Spinal Cord Independence Measure) (Kříž, Chvostová, 2009).

## 2.4 TRANSVERZÁLNA LÉZIA MIECHY

Lézia miechy môže byť lokalizovaná do určitej výškovej oblasti (Obr.2), kde postihuje buď celý prierez miechy alebo jeho časť. V takýchto prípadoch hovoríme o kompletnej (úplnej) alebo inkompletnej (neúplnej) transverzálnej lézii (Nevšímalová et al., 2002). Miecha môže byť absolútne dilacerovaná, alebo v dôsledku sekundárnych zmien dochádza až k jej nekróze v dôsledku ischémie. Len v malom percentuálnom zastúpení je miecha úplne anatomicky prerušená a úplná klinická strata funkcií je pripisovaná sekundárnym zmenám, ktoré sú súhrnne označované ako autodeštruktívne (Malý et al., 1999).

Z hľadiska globálnych následkov transverzálnej lézie miechy (TLM) je možné miechu prerozdeliť na tri časti. Prvá časť miechy nad úrovňou jej poškodenia má zachovanú funkciu. Druhá časť miechy v mieste jej lézie je zničená a v jej inervačnej oblasti je prítomná periférna paréza (môže sa jednať aj o niekoľko segmentov miechy). Tretia časť miechy pod úrovňou jej poškodenia je kompletne zbavená spojenia s mozgom a postupne sa v jej inervačnej oblasti vyvíja spasticita miešneho typu (Trojan et al., 2005).



**Obrázok 2** Vertikálna topografia lézie miechy (WikiSkripta)

### **2.4.1 Patofyziologické a funkčné zmeny po transverzálnej lézii miechy**

Dôkazom prerušenia miechy je spinálny šok, definovaný ako prechodná fyziologická depresia senzorických a motorických funkcií, ktorá je spojená s poruchou autonómnej inervácie bezprostredne po úraze. Prítomná je náhla strata funkcií pod úrovňou poškodenia miechy (Malý et al., 1999).

Z hľadiska funkcie jednotlivých anatomických štruktúr (jadier či dráh) dochádza k poruche jednotlivých motorických, senzitivných, autonómnych funkcií (Ambler et al., 2008).

Spinálny šok je stav dočasný, dĺžka jeho trvania odznieva postupne. Po úplnej lézii miechy sa vôľová činnosť tých častí tela, ktoré sú ňou inervované nikdy neobnoví. Namiesto nich sa objaví len reflexná činnosť miechy. Prejavujú sa somatické a vegetatívne reflexy, ktoré však majú inú intenzitu ako pred poranením. Po dvoch až troch týždňoch sa začínajú objavovať nasledujúce zmeny. Prítomné sú známky spasticity. Postupne sa zvyšuje svalový tonus vo flexoroch (viac) ako i v extenzoroch. Svaly aj napriek tomu zostávajú naďalej dlho hypotonické. Dôvodom je, že napínacie reflexy, ktoré sú hlavným zdrojom svalového tonusu, sú znížené. Začínajú sa objavovať šľachovookosticové reflexy, dlho však pretrvávajú hyporeflexia. Prítomné sú spazmy. Naďalej pretrvávajú úplná porucha aktívnej vôľovej hybnosti, bilaterálna plégia, a úplná porucha citlivosti, anestézia pod miestom lézie. Mierne sa zvýši tonus svalstva močového mechúra, pri určitom stupni náplne sa automaticky vyprázdňuje bez vlastnej vôle pacienta. Ide o tzv. automatický mechúr, tento príznak je pokladaný za prejav miechového automatizmu. Ďalším z prejavov miechového automatizmu môže byť príznak „trojflexie“ v bedrovom, kolennom a členkovom kĺbe, v ktorých vzniká flexia na bolestivý podnet. Postupne sa stav stabilizuje a formuje sa obraz paraplégie (Faltýnková, 2004; Kolář et al., 2009; Malý et al., 1999).

## **2.5 PARAPLÉGIA**

Paraplégia vzniká pri transversálnej lézii miechy od segmentu C8 nižšie. Paraplégia sa môže diferencovať na vysokú a nízku.

Miecha je pri vysokej paraplégii poškodená v segmente Th1 – Th6, dochádza k čiastočnej strate pohyblivosti trupu a úplnej strate pohyblivosti dolných končatín. Jedinec má zachovanú citlivosť od hrudníka nahor, ale necíti si trup a dolné končatiny.

O nízkej paraplégii je možné hovoriť vtedy, ak došlo k poraneniu miechy v segmentoch Th7 a nižšie. V tomto prípade dochádza k úplnej alebo čiastočnej strate pohyblivosti dolných končatín, od trupu nahor je citlivosť zachovaná úplne, na dolných končatinách je prítomná citlivosť zachovaná len čiastočne (Ambler et al., 2008; Faltýnková, 2004).

### **2.5.1 Paraplégia, jej zdravotné dôsledky a možné riziká**

U pacientov, ktorí sú dlhšiu dobu po úraze, sa môžu vplyvom poškodenia pohyblivosti, citlivosti a autonómnych funkcií objaviť rôzne špecifické komplikácie, a to v rôznej dobe od vzniku lézie miechy (Kříž, Hyšperská, 2009).

Pacienti po poškodení miechy vyžadujú celoživotnú dispenzarizáciu. Transverzálna lézia miechy môže trvalo ovplyvňovať nielen špecifické orgánové systémy priamo inervované a riadené postihnutými segmentmi miechy ale i celkový makroorganizmus (Doležel, 2004).

Stav pacientov po akútnej poúrazovej rekonvalescencii a dlhšími či kratšími obdobiami funkčnej stability prechádza do fázy funkčného úpadku (Doležel, 2004). Vplyvom straty pohybu dochádza v mäkkých tkanivách a v kostiach k zmenám v ich zložení. Nastáva úbytok svalovej hmoty, ktorá je postupne nahradzovaná tukom. Odvápňujú sa kosti čo vedie k vzniku osteoporózy z inaktivity, zvyšuje sa incidencia zlomenín. Vplyvom zmien postúry a pohybových stereotypov vzniká preťažovanie určitých partií, s pribúdajúcim vekom sa postupne rozvíjajú degeneratívne zmeny (Kříž, Hyšperská, 2009).

Vyskytujú sa taktiež paraartikulárne osifikácie, zapríčiňujúce obmedzenie pohyblivosti v kĺbe, v niektorých prípadoch môžu meniť postúru sedu a zhoršovať samostatnosť (Kolář, 2009; Kříž, Hyšperská, 2009).

Významným prejavom je spasticita, ktorú zapríčiňuje prerušený vplyv pyramídovej dráhy na periférne motoneuróny (Malý, 1999). Spasticitu charakterizuje zvýšený svalový tonus, hyperreflexia a klonus. Prejavy spasticity sú rôznej závažnosti a rôzne pacienta limitujú (Kříž, Hyšperská, 2009). Po určitej dobe sa spasticita môže zhoršovať, pričom môže viesť až ku vzniku kontraktúr a deformít (Kolář et al., 2009).

V rámci kardiovaskulárneho systému je u ľudí s paraplégiou častý výskyt ischemickej choroby srdečnej (ICHS). Medzi rizikové faktory patrí znížená fyzická aktivita, hypercholesterolémia, obezita, hypertenzia, porucha glukózovej tolerancie, taktiež psychosociálne faktory, ako depresia a sociálna izolácia (Beneš, 1987).

Pribúdanie hmotnosti je častým problémom u ľudí s paraplégiou. Dôvodom je predovšetkým zníženie energetického výdaja organizmu vplyvom hypokinézy a zmena metabolizmu základných živín, ktorá u človeka so zníženým objemom aktívnej svalovej hmoty prebieha (Kříž, Hyšperská, 2009). Skupina autorov Spunegen et al. (2003) skúmali rozdiely v telesnej stavbe vzhľadom na vek. Muži s chronickým poranéním miechy, ktorých počet bol 133 (66 tetraplegikov, 67 paraplegikov) boli porovnávaní s vekovo, výškovo, etnicky podobnými telesne zdatnými mužmi z referenčnej, zdravej populácie použitím dvoch rozdielnych denzitometrov. Dôsledky trvania poranenia, stupňa a kompletnosti lézie boli analyzované v populácii ľudí s poranéním miechy. Nezávisle od veku bola zistená nižšia celková a segmentálna svalová hmota a vyššia tuková hmota u ľudí s poškodením miechy v porovnaní s kontrolnou skupinou. Pokročilý vek bol silne spojený so zníženou svalovou hmotou a vyšším výskytom obezity u ľudí s poranéním miechy, pričom pri porovnaní s kontrolnou skupinou nehral významnú úlohu (Spunegen et al., 2003).

Ďalší autori uvádzajú urýchlené starnutie pacientov (s TLM), prejavujúce sa za 10 – 20 rokov po poranení miechy. Bol zaznamenaný až o 200% vyšší výskyt kardiovaskulárnych ochorení oproti populácii rovnakého veku bez TLM a až štyrikrát vyšší výskyt diabetu u mužov s TLM (Blackwell et al., 2001).

Medzi ďalšie komplikácie, ktoré sa vyskytujú v dost' vysokej miere sa radia, komplikácie urogenitálneho systému, kožný systém je náchylný na dekubity, môže byť prítomná neuropatická bolesť (Kříž, Hyšperská, 2009).

## 2.6 FYZIOTERAPEUTICKÁ INTERVENCIA

Vzhľadom k tomu, že existuje závislosť mechanických vlastností tkanív na metabolických procesoch, ktoré v nich prebiehajú, je značná pozornosť venovaná metabolizmu IVD v závislosti na jeho dynamickom zaťažovaní. Ovplyvnenie vhodných biomechanických procesov podporovaných dynamickou záťažou úzko súvisí s návrhom fyzioterapeutickej jednotky pre konkrétneho pacienta (Panská et al., 2012).

Reakcia kĺbových segmentov na indikovanú a presne definovanú dynamickú záťaž je obrazom biomechanických vlastností kĺbových komponent (v rámci chrbtice ide predovšetkým o *nucleus pulposus*, *anulus fibrosus* a endplate) a dôsledkom zmien v ich chemickom zložení (Panská et al., 2012).

Zmeny materiálových vlastností IVD, a taktiež celého komplexu axiálneho systému je možné identifikovať a klasifikovať s určitou presnosťou pomocou analýzy prenosu mechanického vlnenia chrbticou, teda pomocou metódy TVS. Kvantitatívne i kvalitatívne definovanie záťaže je zdrojom pre následné vyvodzovanie adekvátnych pohybových a regeneračných režimov i liečebných postupov (Panská et al., 2012).

### 2.6.1 Cvičebná jednotka pre paraplegikov na uvoľnenie a pretiahnutie axiálneho svalstva

V práci sa zaoberáme identifikáciou a klasifikáciou zmien mechanických vlastností axiálneho systému (diagnostickou metódou TVS) paraplegicky v prípade fyzioterapeutického pôsobenia. Do akej miery môže fyzioterapeutická jednotka ovplyvniť tuhosť chrbtice. Danou problematikou sa doposiaľ nikto nezaoberal.

V rámci porovnávania cvičebných jednotiek medzi skupinami ľudí s paraplégiou a zdravou populáciou sa objavuje hneď niekoľko rozdielov. Ľudia bez handicapu sú schopní realizovať všetky cviky samostatne bez väčších ťažkostí. U osôb s poranením miechy je nutné počítať s prispôbením jednotlivých cvikov samotnému postihnutiu. Spomínané prispôbenie cvičebnej jednotky sa docieli pomocou zmeny polohy jednotlivých cvikov. Ľudia s poranením miechy využívajú najčastejšie polohu v sede na vozíku, v sede na podložke a v ľahu na podložke (na chrbte i na bruchu). Pri realizácii samotného cvičenia je nutné počítať s asistenciou druhej osoby, vzhľadom

k nefunkčnosti svalov od miesta poranenia. Stabilita je taktiež narušená, preto by uvoľnenie a pretiahnutie AS bez pomoci asistujúcej osoby nebolo možné v plnom rozsahu. Ďalším prínosom je využitie pomôcok. Pre handicapovaných je veľakrát cvik s použitím pomôcky ľahšie realizovateľný. Medzi najčastejšie používané pomôcky pre cvičebné jednotky u ľudí s poraním miechy slúžiacich k uvoľneniu a pretiahnutiu patria overbally, therabandy, gymbally, SM – systém (Nastoupilová, 2006).

Vzhľadom k tomu, že sa jedná o človeka po poranení miechy s následnou hypokinézou vo forme dlhodobého statického zaťaženia a vystavenia dlhodobému sedu, už samotné pretiahnutie zamerané na axiálny systém má vplyv na ovplyvnenie uvoľnenia tohto systému (Kábele, 1992).

## ***2.7 MECHANICKÉ VLASTNOSTI BIOLOGICKÝCH MATERIÁLOV***

Pre tkanivá ľudského tela platí, že ich mechanické vlastnosti sú signifikantne ovplyvnené vekom, pohlavím, zdravotným stavom ako aj celkovým životným štýlom (Janura, 2003).

Za typické mechanické vlastnosti biologických materiálov sú považované viskoelasticita, nehomogenita, anizotropia (rôzna záťažová odozva v rôznych smeroch), adaptibilita. Odolnosť týchto materiálov (tkanív, orgánov) proti silovému (alebo napäťovému) pôsobeniu sa nazýva mechanická impedancia. Tá sa vyznačuje jej základnými vlastnosťami, ktorými sú hmotnosť, elasticita, plasticita a viskozita. Zatiaľ, čo prvé dve komponenty môžu energiu kumulovať, pre plasticitu a viskozitu je typická disipácia energie – tlmenie energie (Janura, 2003). Pre modelovanie reologických vlastností tkanív sú používané jednoduché prvky reprezentujúce tieto vlastnosti. Elasticita je charakterizovaná tuhosťou, alebo Youngovým modulom pružnosti, viskozita je charakterizovaná súčiniteľom kinematickej väzkosti, plasticita sa vyznačuje súčiniteľom trenia (Otáhal, 1999).

Výsledky výskumu v tejto oblasti majú signifikantný aplikačný potenciál, pretože znalosti reologických vlastností tkanív umožňujú predvídať ich odozvu na mechanické zaťaženie (Janura, 2003).

### 2.7.1 Biomechanika axiálneho systému

Axiálny systém tvorí zložitú mechanickú štruktúru, ktorá je typická heterogennosťou mechanických vlastností, anizometriou, pamäťou na záťaž (predstavuje ju viskózne – elastické chovanie) a podobne. Pohyblivosť axiálneho systému (v kinematickom zmysle – stupeň voľnosti) a rozsah pohybu (t.j. vymedzenie určitého pohybu a tuhosti – inverzne poddajnosti) je pozdĺž celého axiálneho skeletu premenná veličina (Dylevský et al., 1997). Zjednodušene môžeme povedať, že axiálny systém je skonštruovaný takým spôsobom, že ho môžeme prirovnať k pružine. Táto pružina zabezpečuje disipáciu, teda rozptýlenie síl šíriacich sa zhora nadol, a teda z hlavy smerom k panve čo platí aj v opačnom prípade. Chrbtica je síce len jednou komponentou axiálneho systému ale protichodnosť dynamicky sa meniacich požiadaviek na elasticitu, hybnosť, pevnosť a stabilitu vzpriameného a pohybujúceho sa tela je v tejto štruktúre priamo koncentrovaná (Malý et al., 1999). Z biomechanického hľadiska je chrbtica ako celok zakrivený, segmentovaný, dlhý a úzky valec pozostávajúci z mnohých komponent rozmanitých reologických vlastností. Jej úlohou je udržiavať pevnosť i flexibilitu (Šifta, Vaněk, 2010). Stavce sú pevnou zložkou chrbtice. Pružnú zložku predstavujú spolu s intervertebrálnymi diskami kĺbové spojenia stavcov, ďalej väzy a šľachy. Intervertebrálne disky plnia nezastupiteľnú funkciu tlmenia. Spojenie týchto pevných a pružných súčastí tvorí chrbticu. Vďaka významným funkciám týchto zložiek je chrbtica dokonale pohyblivou jednotkou axiálneho systému (Jirková, Horák et al., 2005).

Každý úsek AS má inú biomechaniku, inú funkciu, rozdielne prevažujúce poruchy a ich príznaky. Ak je prítomná porucha čo i len v jednom elemente tohto veľkého komplexu, objavujú sa patologické procesy na ktoromkoľvek úseku AS alebo aj mimo neho (Kříž, Majerová, 2010).

Poddajnosť chrbtice je variabilná v jej jednotlivých častiach. Všade v technike, kde dochádza k prechodu pohyblivého elementu do pevného, vzniká únava materiálu, predovšetkým vplyvom koncentrácie napätia. Kvôli tomuto dôvodu sa funkčné poruchy dynamiky i statiky celej chrbtice nachádzajú práve v oblastiach prechodových, cervikothorakálneho (C – Th) a lumbosakrálneho (L – S) prechodu. Prechody s modifikujúcou sa tuhosťou sú rizikovými miestami taktiež pre vznik traum (Kříž, Majerová, 2010).



Hlavné zaťaženie nesú masívne telá bedrových stavcov a telá dolných hrudníkových stavcov. Najzaťaženejším segmentom chrbtice je segment L5 – S1, kde sa na malej styčnej ploche koncentruje zaťaženie dané mimo iné hmotnosťou celej hornej polovice tela. Pokiaľ ide o skelet tohto segmentu, znáša asi 15% deformácie a pevnosť v tlaku dosahuje až 7,0 kPa (Navrátil, Rosina et al., 2005). V oblasti C – Th prechodu sú lokalizované receptory ovplyvňujúce (cez CNS) drobné medzistavcové svaly pozdĺž celej chrbtice, rozhodujúce o rovnomernom rozložení každého pohybu na celú chrbticu. Mechanické preťaženie C – Th prechodu je zapríčinené tým, že v tomto mieste prechádza maximálne pohyblivý krčný sektor do tuhej hornej hrudnej apertúry (Kříž, Majerová, 2010).

## **2.8 MECHANICKÁ ZÁŤAŽ**

Mechanickú záťaž je možné definovať ako silovo deformačný vplyv okolitého prostredia na živý organizmus, ktorý vzbudzuje jeho špecifickú odozvu. Určitá mechanická záťaž evokuje adaptačné mechanizmy, ktoré môžu mať charakter regeneračných a revitalizačných procesov. Na druhej strane môže viesť vo svojej negatívnej podobe k patologickej reaktibilite organizmu. Môže vyprovokovať vznik degeneratívnych procesov, zapríčiniť orgánovú dysfunkciu a pod. Odpoveď organizmu môže variovať v širokej škále reakcií v jeho správaní (reakcie psychické, fyziologické, pohybové, atď.), či štruktúre (reakcie morfológické, biochemické, atď.). Podľa úrovne záťaže, jej časového trvania a reakcie organizmu hovoríme o záťaži podprahovej, monotónnej, silovo rizikovej, vibračnej atď. (Otáhal, 1999).

### **2.8.1 Hypokinéza**

Na základe rôznej intenzity zaťaženia (mechanickej záťaže) sa mení odozva organizmu. Negatívnou nie je iba nadlimitná záťaž, ktorá vyvoláva patologickú reakciu organizmu. Pre správny vývoj a funkciu je dôležité dosiahnutie hodnoty zaťaženia aspoň na spodnú hranicu intervalu, v ktorom je záťaž prijateľná. Podprahové hodnoty taktiež môžu viesť k remodelácii kostí ako aj ďalších prvkov pohybového systému (Janura, 2003).

Extrémne zaťažovanie organizmu človeka je charakterizované ako režim účinku mechanickej záťaže, ktorý je polarizovaný v zmysle hypokinetického respektíve hyperkinetického režimu. Hypokinetická záťaž sa prejavuje nedostatočnou mechanicou stimuláciou organizmu pohybového systému človeka a jeho logistiky, teda aj procesov na úrovni iných orgánov, a ich vnútornej komunikácie a riadenia, čo vedie k rade negatívnych adaptačných procesov (Janura, 2003).

Jeden z výrazných a častých znakov hypokinetického režimu je sed. Sed umožňuje stabilnú, energeticky minimálne náročnú pozíciu. Táto pozícia je najhoršou možnou verziou statických pozícií ľudského tela a prináša napr. problém presnosti (precíznosti) v organizovaní (nastavení) axiálneho systému vystavenému vertikálnemu i horizontálnemu zaťaženiu. Zaťaženie počas sedenia zapríčiňuje zmeny svalovej aktivity, nárast rozdielov čiastkových tlakov pôsobiacich na intervertebrálne disky a kĺby, zníženie mikrocirkulácie, senzorickú depriváciu atď. Tieto zmeny vyvolávajú ďalšie chemické, fyziologické a biomechanické reakcie (Jelen, Zeman et al., 2010).

## ***2.9 DIAGNOSTICKÁ METÓDA TVS***

V diplomovej práci sa zaoberáme prenosom vibrácií axiálnym systémom pomocou metódy TVS (Transfer Vibration through Spine). Vibrácie sú spojené s kmitavými a vlnovými dejmi, ktoré môžu mať rôznu fyzikálnu podstatu. Pre lepšie porozumenie ďalších súvislostí je dôležité pochopiť význam mechanických kmitov a vln, ktorých existencia je viazaná iba na látkové prostredie a ich pohyb sa riadi tromi Newtonovými zákonmi (Halliday et al., 2000; Svoboda et al., 2003). V kapitole sa venujeme vysvetleniu fyzikálnych a matematických výrazov, ktoré s metódou TVS súvisia.

### **2.9.1 Vibrácie**

Pojem vibrácie sa vysvetľuje ako mechanické kmitanie okolo rovnovážnej polohy. Vibrácie predstavujú pohyb pružného telesa alebo prostredia, ktorého jednotlivé body kmitajú okolo rovnovážnej polohy. Každý takýto pohyb sa vyznačuje svojou

periódou, frekvenciou, amplitúdou, výchylkou z rovnovážnej polohy, rýchlosťou alebo zrýchlením (Helebrant, 2004).

### 2.9.2 Mechanické kmitanie

Dôležitým parametrom každého kmitania je jeho frekvencia (kmitočet)  $f$ , ktorá udáva počet ukončených opakovaní periodického deja za jednotku času, teda počet dokončených kmitov za sekundu. Jednotkou frekvencie je hertz,  $[\text{Hz}] = [\text{s}^{-1}]$ . Frekvencia kmitov môže byť vyjadrená uhlovou rýchlosťou (uhlovou frekvenciou)  $\omega$ , ktorá predstavuje zmenu uhlovej dráhy za jednotku času. Jednotkou uhlovej frekvencie je radián za sekundu  $[\text{rad.s}^{-1}]$ . Veličina je definovaná vzťahom:

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f \quad (1)$$

Kde  $T$  jeperióda a  $f$  je frekvencia kmitania (Halliday et al., 2000; Svoboda et al., 2003).

S frekvenciou kmitov je úzko spätý ďalší dôležitý parameter,perióda  $T$ . Periódou označujeme čas trvania jedného opakovania periodického deja, t.j. dobu trvania jedného kmitu. Jednotkou periódy je sekunda  $[\text{s}]$ . Medzi periódou  $T$  a frekvenciou kmitov  $f$  platí vzťah:

$$T = \frac{1}{f} = \frac{2\pi}{\omega} \quad (2)$$

Kde  $T$  jeperióda (doba kmitu) a  $f$  je frekvencia kmitania,  $\omega$  je uhlová rýchlosť (Halliday et al., 2000; Svoboda et al., 2003).

## Harmonické kmitanie

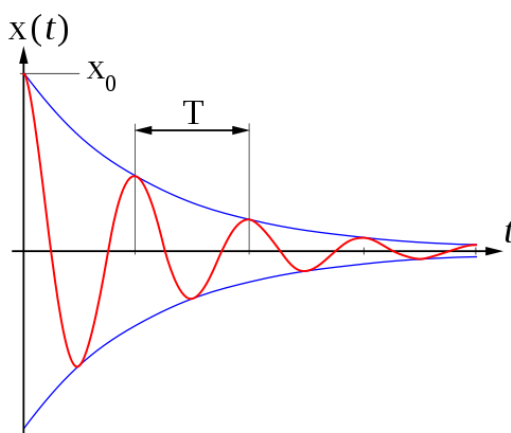
Harmonické kmitanie je najjednoduchším periodickým pohybom. Harmonickým pohybom nazývame kmitavý pohyb, ktorého časový diagram má sínusový priebeh. Tento druh kmitania je popísaný rovnicou:

$$y = y_m \sin \omega t \quad (3)$$

Veličina  $y_m$  je najväčšia výchylka hmotného bodu z rovnovážnej polohy, teda amplitúda. Veličina  $\omega t$  je okamžitá fáza kmitania (Halliday et al., 2000; Svoboda et al., 2003).

## Tlmené kmitanie, útlm

Amplitúda reálneho oscilátora sa vždy postupne znižuje, až nakoniec zanikne voľné kmitanie. Príčinou tohto deja sú premeny mechanickej energie oscilátora na inú formu energie (napr. na vnútornú energiu okolitého prostredia alebo samotného oscilátora). Dochádza k stratám energie oscilátora, ktorým nie je možné zabrániť, týmto procesom vzniká tlmené kmitanie (Graf tlmeného kmitania môžeme vidieť na Obr. 3). Útlm je možné definovať ako pomer medzi vstupným a výstupným signálom (Lepil, 2007).



**Obrázok 3** Graf tlmeného kmitania (Wikimedia)

V metóde, ktorou sa v práci zaoberáme, je vonkajšou harmonickou silou rozvíbrowaný skúmaný axiálny systém. Tento dej môžeme fyzikálne interpretovať ako

vynútené kmitanie sústavy. Sústavou rozumieme skúmanú štruktúru, v našom prípade chrbticu. Pri kmitavom pohybe skutočných telies pôsobia sily prostredia proti pohybu telesa a vzniká tlmené kmitanie. Všeobecná pohybová rovnica systému s viskóznym tlmením (ktorým je chrbtica) má nasledujúci tvar:

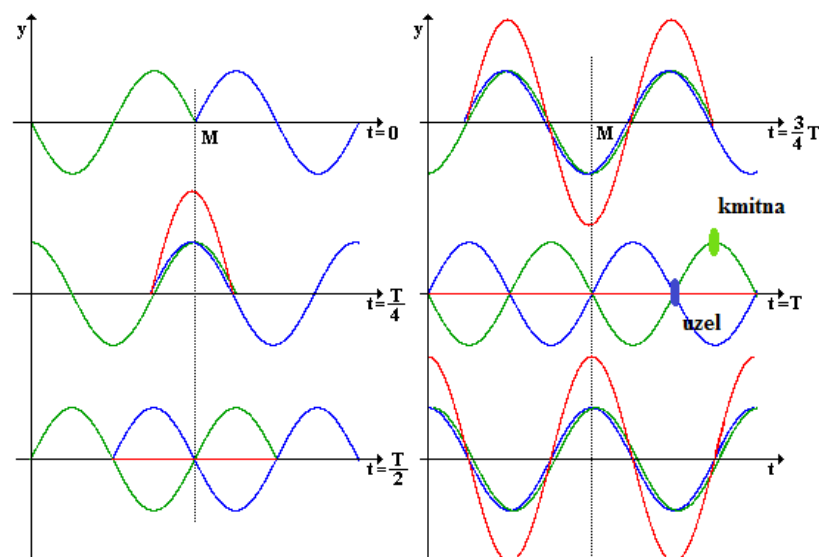
$$m\ddot{x}(t) + b\dot{x}(t) + Kx(t) = f(t) \quad (4)$$

Kde  $x$  značí výchylku segmentu,  $m$  značí hmotnosť segmentu,  $b$  je viskózne tlmenie,  $K$  je tuhosť segmentu,  $f(t)$  je budiaca harmonická sila a bodky označujú príslušné derivácie podľa času (Navrátil, Pluhař, 1986).

Fyzikálny význam riešenia tejto diferenciálnej rovnice je práve reakcia segmentu na pôsobiacu vonkajšiu budiacu silu. Pri určovaní vlastností sústavy využívame fakt, že v prípade, ak je budiaca sila harmonická, tak i odozva sústavy má harmonický priebeh. Pokiaľ pri experimente nameriame napríklad zrýchlenie, nie je ťažké spočítať rýchlosť a výchylku, následne je možné z rovnice (4) určiť hľadané vlastnosti sústavy (Navrátil, Pluhař, 1986).

### 2.9.3 Stojaté vlnenie

Významný prípad vlnenia vzniká pri interferencii dvoch postupných vlnení s rovnakou amplitúdou výchylky a rovnakou frekvenciou postupujúcich pružným prostredím v opačnom smere (Halliday et al., 2000). K uvedenému deju dochádza predovšetkým pri šírení vlnení v obmedzenom priestore (napr. v tyči, v našom prípade sa jedná o chrbticu). Vlnenie postupuje až k okraju pružného prostredia, kde sa odráža a postupuje v opačnom smere. Priame a odrazené vlnenia sa skladajú a vzniká stojaté vlnenie (Lepil, 2012).



**Obrázok 4** Vznik stojatého vlnenia skladaním priameho a odrazeného vlnenia. „Zelená“ vlna sa šíri zľava doprava, „modrá“ sprava doľava. Vlnenia sú zobrazené vždy po jednej štvrtine periódy (Reichl, 2013).

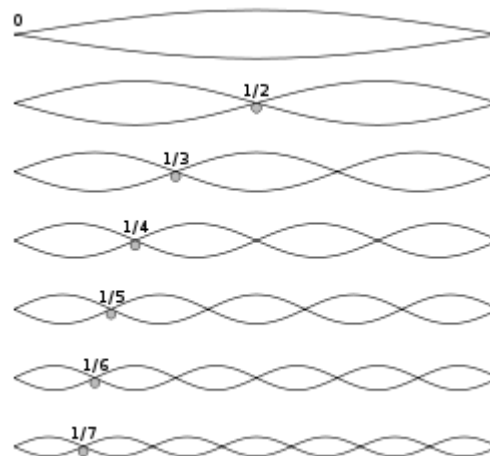
Vznik stojatého vlnenia skladaním priameho a odrazeného vlnenia je znázornený na Obr. 4. Vlny majú rovnakú vlnovú dĺžku, frekvenciu i amplitúdu. Odrazená vlna sa šíri opačným smerom. Vznikajú miesta, ktoré kmitajú s veľkou amplitúdou, zatiaľ čo niektoré sú v pokoji. Miesta v pokoji sú od seba pravidelne vzdialené a táto vzdialenosť je rovnaká ako pravidelný rozostup miest kmitajúcich s najväčšou amplitúdou. Táto vzdialenosť sa nazýva vlnová dĺžka stojatej vlny. Všetky body kmitajú s rovnakou fázou. Miesta, ktoré kmitajú s najväčšou amplitúdou sa označujú kmitny. Miesta, ktoré zostávajú v pokoji sa nazývajú uzly (Hanák, 2011). Rovnica stojatého vlnenia má tvar:

$$y = 2y_m \sin 2\pi \frac{t}{T} \cos 2\pi \frac{x}{\lambda} \quad (5)$$

Kde  $y$  značí okamžitú výchylku,  $t$  čas,  $T$  je perióda,  $y_m$  je počiatočná výchylka,  $\lambda$  značí vlnovú dĺžku,  $x$  je vzdialenosť od začiatku (Hanák, 2011).

## 2.9.4 Kmitové módy

V súvislosti so stojatým vlnením je spojená taktiež teória vlastných kmitov telies. Táto teória ozrejmuje, že v danom telese je možné vybudíť kmity o presne definovaných frekvenciách, teda rezonančné frekvencie. Vlastný kmit s najnižšou frekvenciou sa potom označuje ako základná alebo prvá harmonická frekvencia (Halliday et al., 2000; Svoboda et al., 2003). Reálne objekty často nekmítajú na jedinej tzv. základnej frekvencii ale i na jej celočíselných násobkoch Obr. 5. Ak sa pozrieme na kmitové módy reálneho telesa (alebo rady oscilátorov), zistíme, že je to v zásade to isté ako stojatá vlna na danom telese. Kmitový stav telesa určitej frekvencie sa nazýva kmitovým módom telesa. Najjednoduchším príkladom reálneho objektu, ktorý si môžeme vybrať ako príklad je struna (Hanák, 2011).



**Obrázok 5** Kmitové módy na strune. Rôzne harmonické frekvencie vznikajú za vzniku nových kmitien a uzlov (Hanák, 2011).

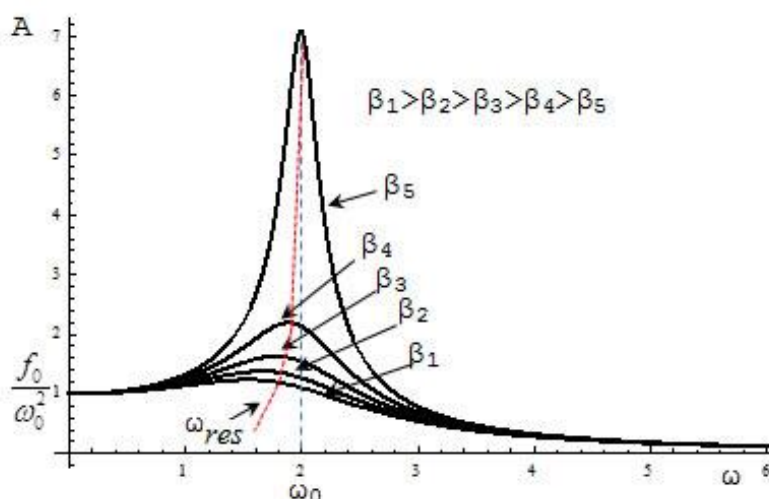
Harmonická frekvencia je určená počtom uzlov na kmitajúcom telese, napr. na strune. Zatiaľ, čo vlastné kmity pružiny sú dané kmitočtami  $f_n$  vlastných rezonančných kmitov struny daných výrazom rovnice:

$$f_n = \frac{n}{2l} \sqrt{\frac{F}{\mu}} \quad (6)$$

Kde  $n$  je celé kladné číslo, ktoré udáva rad kmitov, tzv. vyššie harmonické frekvencie,  $l$  je dĺžka struny, sila napínajúca strunu je označená  $F$ ,  $\mu$  je hmotnosť dĺžkovej jednotky struny (Navrátil, Pluhař, 1986).

## 2.9.5 Mechanický oscilátor

Mechanický oscilátor je mechanická sústava, ktorá má schopnosť kmitať. Takáto sústava je kombináciou hmotnosti a elasticity. Pokiaľ oscilátor kmitá bez pôsobenia vonkajšej sily, sú jeho kmity vždy tlmené. V tomto prípade ide o tzv. vlastné kmitanie. Pričom frekvencia vlastného kmitania závisí iba na vlastnostiach oscilátoru. Aby amplitúda kmitania neklesala, je potrebné oscilátoru periodicky dodávať energiu zvonku. Pôsobením vonkajšej sily na oscilátor dochádza k jeho nútenému kmitaniu. Ak má vonkajšia sila rovnakú frekvenciu ako mechanický oscilátor, na ktorý pôsobí, vzniká rezonancia (Karas, Otáhal, 1991). Pri rezonancii je amplitúda núteného kmitania najväčšia. Krivku závislosti amplitúdy nútených kmitov a frekvencie budiacej sily nazývame rezonančnú krivku (Hanák, 2011). Jej priebeh ukazuje Obr. 6.



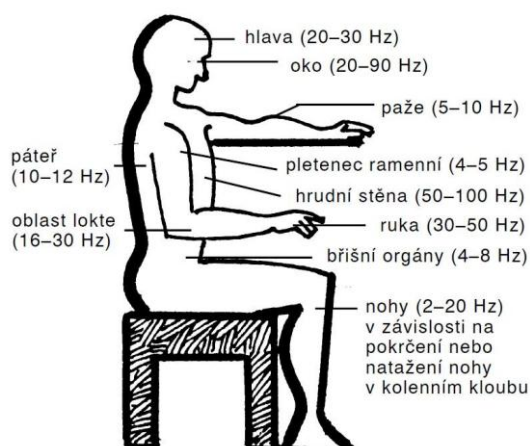
**Obrázok 6** Rezonančná krivka, ktorá predstavuje frekvenčné amplitúdové spektrum pre rôzne útlmové koeficienty ([http://www.bog5.in.ua/lection/vibration\\_lect/lect4\\_vibr\\_eng.html](http://www.bog5.in.ua/lection/vibration_lect/lect4_vibr_eng.html))

### Ľudské telo ako mechanický oscilátor

Ľudské telo je zložitá sústava mechanických systémov, v ktorej každý systém má svoje reologické vlastnosti a svoju vlastnú frekvenciu (Karas, Otáhal, 1991). Z tohto dôvodu môžeme organizmus brať ako mechanickú sústavu vykazujúcu radu rezonančných frekvencií. Reakcia organizmu na účinok vibrácií je závislá na intenzite, dĺžke pôsobenia, smere vibrácií. Je ovplyvnená ďalšími okolnosťami, ktorými môžu byť



napríklad celkový fyzický i psychický stav, pozícia tela (napr. sed, stoj atď.) postavenie jednotlivých komponent tela (napr. postavenie končatín, hlavy atď.). Vnímanie vibrácií organizmom je komplexný vnem sprostredkovaný hierarchiou receptorov a ďalších štruktúr i funkčných systémov nervového aparátu (Paráková et al., 2008).



**Obrázok 7** Znáozornenie rezonančných frekvencií jednotlivých častí ľudského tela (Matoušek, Baumruk, 1998)

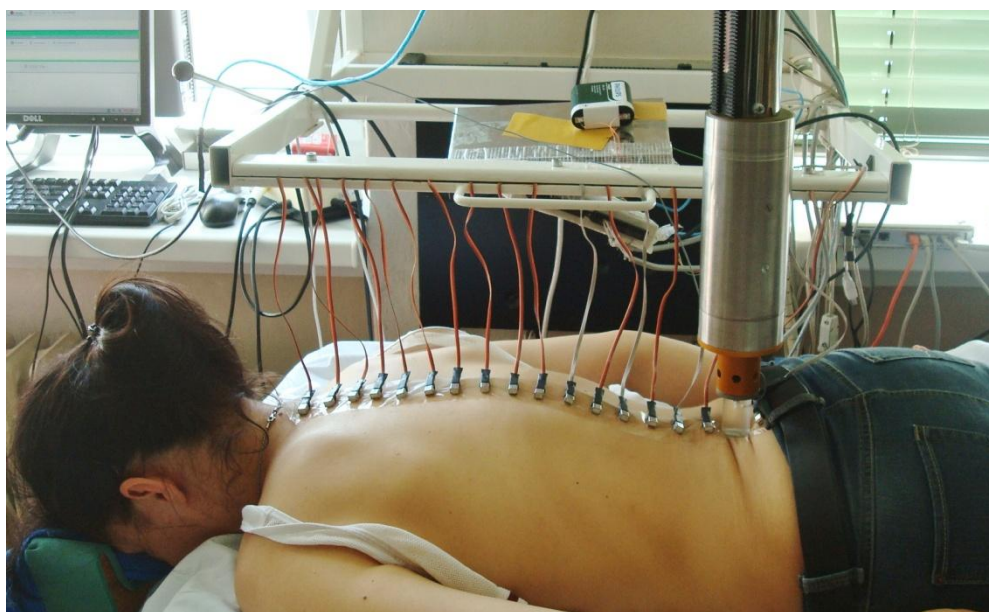
### Rezonančné frekvencie ľudského tela

Ľudské telo nie je homogenná sústava, ale zložitá sústava mechanických systémov. Tieto systémy so sebou vzájomne kooperujú, čím spoločne vytvárajú zložitý mechanický oscilátor s celým radom frekvencií, ktoré zodpovedajú jednotlivým podsystémom, teda častiam tela (Karas, Otáhal, 1991). Prehľad rezonančných frekvencií ľudského tela je uvedený na Obrázku 7.

Chrbtica môže taktiež kmitať v rôznych ohybových módoch. V práci Ravnika (2005), ktorý sa zaoberal meraním flekčných kmitov chrbtice bola vyhodnotená vlastná frekvencia chrbtice, ako celku približne 5 Hz (Ravnik, 2005). Pri meraní dorzoventrálных pohybov chrbtice bola zistená vlastná frekvencia hrudných stavcov v oblasti okolo 18 Hz (Zeman, 2008). Rezonančná frekvencia predovšetkým závisí na dvoch veličinách, na hmotnosti a tuhosti systému. Platí, že čím je väčšia hmotnosť, tým nižšou rezonančnou frekvenciou systém kmitá. Taktiež platí závislosť, čím je systém tuhší, tým sa hodnota rezonančnej frekvencie zväčšuje (Navrátil, Pluhař, 1986). Tento vzťah vyplýva z rovnice (6).

## 2.9.6 Metóda TVS

Metóda TVS bola vyvinutá Mgr. Josefom Zemanom, PhD. v spolupráci s Ústavom termomechaniky AV ČR. Princíp metódy spočíva v synchrónnom snímaní kmitov šírených chrbticou a vychádza z vlastností látok prenášať vlnenie (Maršík, 2010).



**Obrázok 8** Priebeh merania metódou TVS (Archív autora)

Pri meraní samotnom skúmaná osoba zaujíma polohu ľah na bruchu na antidekubitnom matraci. Táto podložka je umiestnená na kompozitnom lôžku, ktoré dobre tlmí vibrácie. Hlava meranej osoby je mimo antidekubitného matraca, fixovaná pod čelom umiestnenou podložkou, tak aby krčná časť chrbtice bola v predĺžení chrbtice. Je potrebné, aby sa meraná osoba po celú dobu prebiehajúcej procedúry merania nehýbala a bola čo najviac v relaxovanom stave. Pretože svalové napätie má vplyv na charakter prestupujúceho vlnenia. Na *processus spinosus* každého stavca od C7 až S1 sú obojstrannou lepiacou páskou upevnené jednoosé akcelerometry, ktoré zaznamenávajú dorzoventrálne zrýchlenie. Následne je priložený elektromechanický vibračný budič na *processus spinosus* stavca C7. Budič je na C7 respektíve L5 pritlačený silou 10 N. Je vybavený tenzometrom, ktorý umožňuje určiť mechanickú impedanciu budených stavcov. Budič je schopný pracovať v dvoch režimoch. Prvým je

režim pulzný, pri ktorom dochádza k šíreniu kmitov chrbticou budiacim  $\delta$  pulzom (respektíve pulzom Gaussovského tvaru o pološírke 5 ms). Toto meranie spočíva v hodnotení odozvy chrbtice na  $\delta$  pulz. Režim pulzný prebieha v trvaní 30 sekúnd. Pri ďalšom režime je šírené harmonické budenie rôznych frekvencií, ktoré sa postupne menia z intenzity od 5 Hz do 180 Hz. Celý frekvenčný sken plynulo sa meniacich frekvencií je trikrát opakovaný. Celý proces sa opäť opakuje po priložení elektromechanického budiča na *processus spinosus* stavca L5. Dáta z akcelerometrov sú snímané analog digitálnym prevodníkom a následne zaznamenávané do databázy (Zeman, 2008).

Jednotlivé charakteristiky prestupujúcej vlny sú závislé na tom, akým prostredím sa vlna šíri. Ak sú nám známe vstupné parametre vibrácií, ktoré vlny spôsobujú a odozva skúmanej látky, môžeme potom spätne posudzovať vlastnosti analyzovanej látky. Z rozdielov vstupných a výstupných hodnôt zrýchlení na jednotlivých *processus spinosus* je možné hodnotiť mechanické vlastnosti meranej chrbtice (Panská et al, 2012). Metóda TVS ako identifikátor týchto zmien môže byť preto použitá na klasifikáciu i prevenciu dôsledkov extrémnych pohybových režimov, v našom prípade hypokinézy ako následku paraplégie.

Pri detekcii odpovedí chrbtice na vstupné budenie predpokladáme, že rýchlosť prenosu vlny i jej útlm je spojený s parametrami tkaniva, ktorým sa vlnenie šíri. Pokiaľ sa reakcia chrbtice týka zmeny veľkosti odozvy tlmeného signálu prechádzajúceho axiálnym systémom a je vyjadrená znížením amplitúdy, znamená to zlepšenie tlmiacich vlastností AS. Pri zväčšení amplitúdy sledovanej odozvy sa jedná o zhoršenie tlmiacich vlastností, čo značí, že dochádza k tuhnutiu AS v dôsledku jeho zaťaženia a únavy príslušných stavebných komponent (Machač, 2011; Maršík, 2010).

Metóda TVS predstavuje diagnostickú metódu, umožňujúcu kvantitatívne i kvalitatívne klasifikovať mechanické vlastností AS, respektíve jeho vybraných úsekov (segmentov). Ide o metódu, na základe ktorej je možné určiť konkrétne hodnoty reologických vlastností jednotlivých komponent tvoriacich AS ako aj AS ako celku. Na základe tejto klasifikácie je možné ďalej kvantifikovať a optimalizovať záťažové a regeneračné režimy individuálnym prístupom (Jelen et al., 2012).

### 3 CRITICAL REVIEW

Vibrácie pôsobia na človeka komplexne, teda majú účinok na mechanickú i biologickú štruktúru organizmu. Pričom vzájomná interakcia týchto dvoch štruktúr je závislá na vibračnom podnete, záťažovej histórii organizmu a aktuálnom stave organizmu (Dylevský et al., 1997).

Zahraničné i domáce štúdie sa zaoberajú vibráciami z troch aspektov. Skúmajú vibrácie ako negatívny vplyv vonkajšieho prostredia na ľudský organizmus. Ďalej sa zaoberajú využitím vibrácií ako terapeutickkej metódy. V prípade posledného aspektu, je pozornosť venovaná štúdiám, ktoré sa zaoberajú aplikáciou vibrácií v prípade diagnostickej intervencie.

#### 3.1 *PRENOS VIBRÁCIÍ AXIÁLNYM SYSTÉMOM*

V nasledujúcej kapitole sa budeme zaoberať prehľadom literatúry, v ktorej sú publikované práce týkajúce sa prenosu vibrácií axiálnym systémom. Všeobecne u všetkých vibračných metód je odozva chrbtice na budiacu silu závislá na elasticite pridružených tkanív a intervertebrálneho disku a na schopnosti týchto komponent vibrácie tlmiť (Maršík, 2010).

Detekciou prenosu mechanickej energie ľudským telom sa celosvetovo zaoberá signifikantné množstvo autorov, ktorými sú napr. Prisby, Lafage-Proust, Malaval, Belli & Vico, 2008; Desmoulin, Yasin & Chen, 2007. Závery sú však rôzne v hodnotení či majú vibrácie pozitívny, alebo negatívny dopad na ľudské tkanivá. Toto hodnotenie závisí na frekvencii, amplitúde a zrýchlení vibrácií, taktiež na tom či ide o celotelové vibrácie (ďalej ako WBV, Whole Body Vibration), či iba o rozkmitanie konkrétnej, resp. konkrétnych častí tela (Jelen et al., 2012).

V ďalšom texte predkladanej práce bude pozornosť venovaná štúdiám zaoberajúcimi sa vibráciami v prípade terapeutického účinku u zdravej populácie ako aj u osôb so špecifickými potrebami, v našom prípade u paraplegikov. Ďalej sa budeme zaoberať štúdiami skúmajúcimi diagnostické využitie vibrácií.

### 3.1.1 Terapeutické využitie vibrácií

Celotelové vibrácie sú metódou neuromuskulárneho tréningu, pri ktorej je celé telo vystavené kmitaniu prostredníctvom vibračnej platformy. V súčasnej dobe sú WBV využívané v oblasti rehabilitácie a športu (Fontana et al., 2005).

Viacere štúdie naznačujú, že celotelové vibrácie môžu byť prospešné pre pacientov s poranením miechy.

Ness (2009a) sa zamerail na jedincov s chronickým poranením miechy (> 1 rok) s neúplnou transversálnou léziou miechy, u ktorých bola prítomná spasticita štvorhlavých svalov stehna (*m. quadriceps femoris*). Celotelové vibrácie zlepšili spasticitu štvorhlavých svalov a efekt pretrvával najmenej osem dní po intervencii. Štúdia dospela k záveru, že WBV môžu byť prospešným doplnkom cvičebného programu (Ness, 2009a).

Ďalšia štúdia toho istého autora Ness (2009b) sa zameraila na chôdzu pacientov s chronickým poranením miechy (neúplna TLM), ktorí boli považovaní za nedostatočne motoricky kompenzovaných. Štúdie sa zúčastnilo 17 jedincov s chronickým poškodením miechy ( $\geq 1$  rok). Boli testovaní pred aj po účasti na 12 procedúrach WBV (3 dni v týždni počas 4 týždňov). Hodnotili sa zmeny chôdze pomocou 3dimenzionálnej (3D) technológie záchytu pohybu, pričom primárnou meranou veličinou bola rýchlosť chôdze. Rovnako sa hodnotil vplyv WBV na sekundárne charakteristiky chôdze, v zmysle rytmu, dĺžky kroku, uhlu bedrového kĺbu k uhlu kolena a koordinácie v rámci končatín. Rýchlosť chôdze sa zvýšila v priemere o  $0.062 \pm 0.011$  m/s, čo je zmena, ktorá je štatisticky významná ( $p < 0.001$ ). WBV terapia bola rovnako spojená so štatisticky významným zvýšením rytmu a obe, slabšia aj silnejšia dolná končatina (DK), vykázali zväčšenie dĺžky kroku a zlepšenie koordinácie. Zmeny v rytme a dĺžke kroku silnejšej DK boli úzko späté so zvýšením rýchlosti chôdze. Zvýšenie rýchlosti chôdze s použitím WBV sa dalo porovnať s, v literatúre uvádzaným, zvýšením pri lokomočnom tréningu. Tieto zistenia naznačujú, že WBV môže zlepšiť chôdzu a efekt terapie môže pretrvávajúť určitý čas po intervencii (Ness, 2009b).

Niekoľko štúdií sa zaoberalo prospešnými účinkami WBV na prietok krvi a hustotu minerálov v kostiach (Bone Mineral Density – BMD). Prietok krvi a denzita kostí vzbudzujú znepokojenie u každého pacienta s poranením miechy. Existuje jedna štúdia, ktorá sa zaoberá rýchlosťou prietoku krvi u pacientov s poranením miechy.

Štúdia zaznamenala zvýšenie rýchlosti prietoku krvi a zvýšenie svalovej aktivity štvorhlavých svalov stehna (*m. quadriceps femoris*), počas a krátky čas po aplikácii troch minút WBV u pacientov s poranením miechy. Aj keď bol pozorovaný prospech WBV, prehľadový článok, ktorý sa zaoberal efektívnosťou WBV a kostnou denzitou u pacientov s poranením miechy, poukázal na to, že k použitiu WBV terapie u pacientov s poranením miechy by sa malo pristupovať opatrne. Článok hodnotil klinickú štúdiu, ktorá sa zaoberala pasívnym postojom (pacienti boli fixovaní na vertikalizačnom stole, dolné končatiny mali kontakt s vibračnou platformou). Vplyv WBV u pacientov s poranením miechy poukázal v tejto štúdii na niekoľko nežiaducich reakcií. K týmto reakciám patrila bolesť, autonómna dysreflexia a závraty, ktoré boli pripísané pasívnemu státiu na podložke. Rovnako článok poukázal na to, že WBV môže zhoršiť poruchy vnútorného ucha, závraty, bolesti hlavy a spasticitu dolných končatín, prispieť k zlomeninám kostí (u pacientov s pokročilou osteoporózou). Rovnako existuje obava z pľúcnej embólie u pacientov s hlbokou žilovou trombózou (HŽT). Vzhľadom na obmedzený prietok dolných končatín sú ľudia s poranením miechy vystavený zvýšenému riziku HŽT. Aj keď sa predpokladá, že WBV terapia má v rámci populácie pacientov s poranením miechy isté prínosy, treba spomenúť to, že výskum sa týkal pacientov s chronickým poranením. Chronické poranenie bolo definované v takom zmysle, že jeho symptómy pretrvávali viac než jeden rok po poranení. Vzhľadom na možné nežiaduce účinky a kontraindikácie, musí použitie WBV u jedinca s poranením miechy, odobriť lekár (Gusi et al., 2006; Lythgo et al., 2009).

Herrero et al. (2011) položili taktiež za cieľ štúdie zistenie účinku celotelových vibrácií na svalovú aktivitu a rýchlosť prietoku krvi po rôznych terapiách vibráciami v prípade pacientov s poranením miechy. Osem jedincov s poranením miechy (TLM) absolvovalo šesť trojminútových terapií rôznej kombinácie frekvencií (10 Hz, 20 Hz alebo 30 Hz), ktoré boli aplikované konštantne. To znamená tri následné minúty WBV alebo prerušovane, teda trikrát 1 minúta WBV prerušená 1 minútou pokoja po každej minúte WBV. Rýchlosť prúdenia krvi vo femorálnej artérii bola zaznamenaná po každej minúte (teda po 1., 2. i 3. minúte) počas WBV a v 1. a 2. minúte po ukončení WBV. Elektromyografická (EMG) aktivita *musculus vastus lateralis* (VL) a *musculus vastus medialis* (VM) bola zaznamenaná v pokoji a počas WBV. Zistilo sa, že najvyššia rýchlosť prietoku krvi (RPK) stúpala po minúte 1., 2. i 3. počas WBV. Frekvencia 10 Hz neovplyvnila rýchlosť prietoku krvi, zatiaľ čo frekvencia 20 Hz zvýšila (RPK) po minúte 2. a 3. počas WBV a frekvencia 30 Hz zvýšila (RPK) po minúte 1., 2. a 3. počas

WBV a tiež počas prvej minúty po skončení WBV. Konštantné alebo prerušované dávkovanie WBV nemalo na zmeny rýchlosti prietoku krvi žiaden vplyv. EMG aktivita VL a VM stúpala nezávisle od frekvencie alebo dávkovania. Táto štúdia potvrdila, že WBV je účinnou metódou zvýšenia prietoku krvi v dolných končatinách a aktivácie svalov u pacientov s poranením miechy a môže byť zvažované jej zaradenie do rehabilitačného programu (Herrero et al., 2011).

Haas et al. (2004) sa zaoberali štúdiou, ktorej zámerom bolo, vo výskumnom kontexte, analyzovať efekt celotelových vibrácií po poranení miechy. Predpokladali, že táto metóda môže byť efektívna, keďže sa vie, že celotelové vibrácie vedú k stimulácii „load receptors“ (receptorov aktivovaných záťažov) a aktivujú opakované reflexy svalov nôh. Celý projekt bol založený na indiferentných experimentoch. Pacientov, ktorí sa štúdie zúčastnili, bolo 40, (18 paraplegikov a 22 tetraplegikov). Po úvodných analýzach boli rozdelení na experimentálnu a kontrolnú skupinu, po 20 pacientov. Liečba kontrolnej skupiny bola založená na tradičných rehabilitačných postupoch pre pacientov s poranením miechy, akými je fyzioterapia a lokomočná terapia. V experimentálnej skupine boli navyše použité aj celotelové vibrácie pomocou prístroja ZEPTOR®-med (amplitúda 3 mm, frekvencia 3 Hz – 6 Hz). Pred, počas a po rehabilitačnom programe bol vykonaný komplexný súbor klinických testov na zhodnotenie motorických schopností pacientov. V roku 2004, v ktorom bola štúdia realizovaná, nebolo možné porovnať výsledky s inými liečebnými metódami. Z etických dôvodov nebola v štúdiu použitá skupina bez liečby (placebo skupina). Tento fakt mohol taktiež ovplyvniť výsledky. V každom prípade po vzatí všetkých okolností do úvahy sa dá tvrdiť, že celotelové vibrácie patria k efektívnym liečebným postupom pacientov s poranením miechy. S ohľadom na neurofyziologické mechanizmy sa dajú predpokladať zmeny na rôznych úrovniach. Aj napriek tomu, že funkcia generátorov centrálnych vzorov nie je dokonale definovaná, autori predpokladajú, že celotelové vibrácie ich aktivujú, keďže všetky kľúčové aspekty stimulov funkčného tréningu boli pri tomto liečebnom postupe vzaté do úvahy (Haas et al., 2004).

Osoby s poranením miechy trpia stratou minerálnej kostnej denzity. Obavy spojené s osteoporózou vedú k skúmaniu a objavovaniu rôznych intervencií, aby pomohli tejto populácii ľudí. WBV boli úspešne použité pri zlepšení minerálnej kostnej denzity u žien v postmenopauzálnom období, a preto bolo navrhnuté ich použiť aj u ľudí s poranením miechy (Davis et al., 2010).

Osoby s TLM sú vystavené riziku úbytku kostnej hmoty v dôsledku ochrnutia, následnej imobilizácie a hypokinézy. Keďže sa vo viacerých štúdiách potvrdilo, že vystavenie žien v postmenopauzálnom období a detí s detskou mozgovou obrnou vibráciám nízkej intenzity (Low – Intensity Vibration, LIV) viedlo k zvýšeniu kostnej denzity. V tejto štúdii skupina autorov, Asselin et al. (2011), skúmali prenos vibrácií s nízkou intenzitou cez axiálny skelet u ľudí s poranením miechy, ako počiatočný prístup k určeniu, či môže byť prenos nízkofrekvenčných vibrácií použitý ako klinická metóda na zachovanie integrity kostí. Vibrácie s parametrami ( $0,27 \pm 0,11$  g, 34 Hz) sa prenášali z chodidiel, prostredníctvom vibračnej platformy cez axiálny skelet. Subjekty s poranením miechy boli fixované na vertikalizačnom stole, ktorého uhol náklonu bol ( $15^\circ$ ,  $30^\circ$  a  $45^\circ$ ). Vibrácie s nízkou intenzitou, konkrétne s parametrami ( $0,27 \pm 0,11$  g; 34 Hz) sa šírili z nôh cez axiálny systém. Ich prenos sa hodnotil v závislosti na sklone stola ( $15^\circ$ ,  $30^\circ$ , and  $45^\circ$ ) u siedmych pacientov s poranením miechy a u desiatich zdravých kontrolných jedincov. Tri osoby s poranením miechy a päť kontrolných jedincov sa tiež hodnotilo pri iných parametroch vibrácií ( $0,44 \pm 0,18$  g a 34 Hz). Prenos sa meral pomocou akcelerometrov pripojených na „bite-bar“ (mechanická súčiastka, ktorá nemá slovenský ekvivalent) na určenie percentuálneho množstva LIV signálu preneseného cez telo. Skupina probandov s poranením miechy zaznamenala 25, 34, a 43% prenos signálu LIV a kontrolná skupina zaznamenala 28, 45, a 57% prenos signálu LIV k lebke pri sklone podložky 15, 30, and  $45^\circ$ . Žiadne výrazné rozdiely medzi skupinami pri rôznych sklonoch podložky neboli zaznamenané. Skupina s poranením miechy aj kontrolná skupina vykázali rovnaké hodnoty prenosu LIV s výraznejším prenosom pri strmších uhloch. Táto práca podporuje možnosť použitia LIV ako prostriedku na doručenie mechanických signálov vo forme terapeutickej intervencie, s cieľom prevencie krehkosti kostí u ľudí s poranením miechy (Asselin et al., 2011).

V iných štúdiách venujú autori pozornosť porovnaniu terapeutického efektu WBV medzi zdravou populáciou a ľuďmi s poranením miechy.

Autori pilotnej štúdie Alizadeh – Meghraz et al. (2012) poukazujú na fakt, že v súčasnosti preukázalo dokázané zvýšenie minerálnej kostnej denzity kostí dolných končatín po poranení miechy len málo farmakologických alebo rehabilitačných techník, ktoré sa zaoberajú osteoporózou pod miestom poranenia miechy. Celotelové vibrácie majú potenciálne preventívnu a/aj terapeutickú účinnosť pri osteoporóze pod miestom lézie. Cieľom bolo identifikovať optimálne parametre WBV (prístroj, frekvencia,



amplitúda a poloha jedinca) u mužov s chronickým poranením miechy pri procedúre v pasívnom postoji a uľahčiť zaradenie a budúce hodnotenie účinnosti WBV pri pasívnom postoji v prevencii a liečbe osteoporózy pod úrovňou lézie u mužov s poranením miechy. Hodnotili sa parametre šírenia WBV v dolných končatinách u mužov s a bez poranenia miechy, pri použití rôznych, vopred špecifikovaných frekvencií, amplitúd a postojov jedincov, ktoré uľahčujú absorpciu vibrácií dolnými končatinami, zatiaľ čo obmedzujú šírenie vibrácií k hlave. Experimentu sa zúčastnili zdraví muži s chronickou paraplégiou ( $n = 5$ ) a muži bez poranenia miechy ( $n = 7$ ), vo veku 20 – 50 rokov, hmotnosťou 68 – 113 kg, a výškou 168 – 188 cm. EasyStand rám na státie sa nasadil na dva komerčne dostupné vibračné prístroje, WAVE (WAVE Manufacturing Inc, Windsor, Ontario, Canada) a Juvent (Juvent Medical Inc, Somerset, NJ). Merače zrýchlenia (akcelerometre) sa pripevnili na probandovo čelo, bedrový kĺb, kolenný a členkový kĺb, aby zmerali propagáciu vibrácií. Parametre, ktoré sa hodnotili boli postoj (uhol v kolenných kĺboch  $140^\circ$ ,  $160^\circ$ , a  $180^\circ$  ( $180^\circ$  len pre Juvent), frekvencia vibrácií (25 Hz, 35 Hz, a 45 Hz), a amplitúda vibrácií (0.6 mm a 1.2 mm len WAVE). Jedinci boli počas experimentu podrobení všetkým kombináciám postojov, frekvencií a amplitúd (celková kombinácia parametrov: 12 WAVE a 9 Juvent). Rozdiely vo frekvenciách boli zdrojom najvýznamnejších zmien v šírení vibrácií, nasledovalo postavenie kolien a amplitúda. WBV terapia s použitím WAVE prístroja, s kolennými kĺbmi v uhle  $140^\circ$ , frekvenciou 45 Hz a amplitúdou 1,2 mm splnili vopred stanovené kritéria na „optimálne WBV nastavenia“. Budúce štúdie by mali zhodnotiť terapeutický efekt WAVE prístroja s použitím takýchto nastavení na zachovanie alebo zlepšenie minerálnej kostnej denzity u ľudí s poranením miechy a osteoporózou pod miestom lézie (Alizadeh – Meghraziz et al., 2012).

Hadi et al. (2012) sa v štúdií zamerali na cieľ, zistiť spätnú väzbu u jedincov s a bez poranenia miechy na používanie WBV prístrojov Juvent (Juvent Medical, Somerset, NJ) a WAVE (WAVE Manufacturing, Windsor, Ontario, Canada) pri pasívnom postoji na podložke a pri vopred určených polohách kolien, amplitúdach a frekvenciách prístrojov. Štúdie sa zúčastnilo 8 mužov s chronickým poranením miechy (C4 – L2, American Spinal Injury Association Impairment Scale A – D) a desať mužov bez poranenia miechy, podobnej výšky, hmotnosti a Body Mass Index (BMI). Pacienti ( $n=18$ ; 8 s poranením miechy) podstúpili prerušovanú WBV v pasívnom postoji (EasyStand) počas 45 minút s použitím optimalizovaného WAVE a Juvent prístroja. WBV parametre sa postupne menili každé dve minúty a zahŕňali kombináciu

parametrov v 140°, 160°, a 180° extenzií kolien (180° len v prípade Juvent prístroja), kombináciu amplitúdy 0.7 mm a 1.1 mm (len WAVE), a kombináciu frekvencie 25 Hz, 35 Hz, a 45 Hz. Vyhodnotenia sa robili v štvorminútových intervaloch počas aplikácie WBV. Kvalitatívne, pološtruktúrované rozhovory boli použité na vytvorenie neutrálnych, pozitívnych a negatívnych opisov celkového zážitku jedinca a toho, ktorý prístroj mu viac vyhovuje. Jedinci s poranením miechy udávali viac pozitívnych popisov ako jedinci bez poranenia počas WBV, bez ohľadu na prístroj, postoj, amplitúdu alebo frekvenciu, s jednou výnimkou kombinácie parametrov (WAVE prístroji, pasívny postoj pri 140° flexii v kolennom kĺbe, amplitúde 1.1 mm, a frekvencii 25 Hz). Jedinci bez poranenia miechy udávali najviac negatívnych účinkov pri WAVE prístroji, postoji pri 160° flexii v kolenách, 1.1 mm, 25 Hz, a 35 Hz. Jedinci bez poranenia miechy preferovali Juvent prístroj, zatiaľ čo pacienti s poranením miechy preferovali WAVE prístroj (Hadi et al., 2012).

### **3.1.2 Diagnostické využitie vibrácií**

Ľudské telo je zložitý biomechanický systém a analýza jeho odpovede na celotelové vibrácie je výzvou, pretože je ovplyvnená rôznymi mäťúcimi faktormi. Na prenos vibrácií má vplyv poloha tela, aktivita svalov, váha jeho telesných segmentov a ich biomechanika. Rovnako je šírenie celotelových vibrácií výrazne ovplyvnené nonlinearitami biomechaniky ľudského tela a nie je možné určiť, pomocou ľahkého teoretického vzťahu, maximálnu hodnotu zrýchlenia na konkrétnom mieste tela len z amplitúdy a frekvencie sínusovej vertikálnej vibrácie. Treba spomenúť, že sa nevie či existuje nejaká špecifická frekvencia (napr. čistá sínusová vibrácia), ktorá je kľúčová pre kostnú odpoveď a ak áno, ktorá je najefektívnejšia (Kiiski et al., 2008).

Podľa experimentálnych štúdií nízka amplitúda vysokofrekvenčnej vibrácie je na kostné tkanivo anabolická. V klinických štúdiách sú jej účinky na kosť rôzne. S prihliadnutím na potenciál celotelových vibrácií v zlepšovaní kvality kostného tkaniva, sa táto štúdia, ktorej sa venovala skupina autorov Kiiski et al. (2008) zamerala na skúmanie prenosu vertikálnych sínusových vibrácií v širokej škále amplitúd, v rozmedzí (0,05 – 3 mm) a frekvencií (10 – 90 Hz) na ľudské telo. Vibráciami vyvolané zrýchlenia boli hodnotené pomocou trojosých akcelerometrov pripevnených na koži na členku, kolene, bedrovom kĺbe a lumbálnej chrbtice. Tieto akcelerometre boli

aplikované na štyroch mužoch stojacich na vysokovýkonnej vibračnej plošine. Maximálne vertikálne zrýchlenia vibračnej platformy pokryli rozsah, ktorý predstavoval spektrum od 0,04 – 19 v jednotkách G (gravitačná konštanta Zeme). Značné zosilnenia vo vrcholových zrýchleniach mohli nastať medzi 10 – 40 Hz pre členok, 10 – 25 Hz pre koleno, v rozsahu 10 – 20 Hz pre bedrový kĺb a pri 10 Hz pre chrbticu. Mimo rámca týchto frekvencií energia prenášanej vibrácie poklesla na desatinu až tisícinu energie dodávanej platformou. Prenos vibrácie ľudským telom je zložitý jav kvôli nonlinearitám v ľudskom muskuloskeletálnom systéme. Tieto výsledky môžu pomôcť pri hodnotení toho, ako je prenos vibráciami vyvolaných zrýchlení segmentov tela, modifikovaný amplitúdou a frekvenciou a do akej miery je zachovaná sinusoidálna krivka. Aj keď oslabenie vertikálnych vibrácií pri vyšších frekvenciách je výhodné z pohľadu bezpečnosti, amplitúdy väčšie ako 0,5 mm môžu spôsobiť vyššie vrcholové zrýchlenia než môže platforma poskytnúť, a tak spôsobiť nebezpečenstvo pre krehký muskuloskeletálny systém. Vo výsledkoch štúdie autori zaznamenali zrýchlenia s vysokým vrcholom, ktoré sa nedali dedukovať z teoretických výpočtov. Zrejme je toto zosilnenie zrýchlenia zapríčinené zložitou interakciou rezonancií segmentov ľudského tela (Kiiski et al., 2008).

Znalosť rezonančného správania ľudského tela je dôležitá pri identifikácii frekvencií vibrácií a polôh ľudského tela v súvislosti so zdravotnými problémami týkajúcich sa chrbtice a bolesti chrbta. V tejto štúdii sa autori Kitazaki, Griffin (1997) venujú experimentálnej analýze, v ktorej sa zaoberajú celotelovými vibráciami. Osem osôb bolo vystavených náhodnej vertikálnej vibrácii pri postupnom zaujatí troch rozličných polôh na nehybnom sedadle bez operadla. Pohyby chrbtice, panvy a vnútorných orgánov v strede sagitálnej roviny boli zaznamenávané z akcelerometrov pripevnených na koži. Odpovede hlavy boli merané pomocou „bite – bar“. Bolo zaznamenaných osem rôznych spôsobov odpovede na vibrácie s frekvenciou pod 10 Hz. Pri základnej rezonancii ľudského tela 5 Hz bola zaznamenaná odpoveď celého tela, s vertikálnym pohybom chrbtice, ktorý vznikol na základe axiálnej a strižnej deformácie tkaniva bedrovej a gluteálnej oblasti vo fáze s odpoveďou viscerálneho tkaniva a s odpoveďou v hornej hrudnej a krčnej chrbtici, ktorá realizovala flexiu. Odpoveď flexie lumbálnej a hrudnej chrbtice spolu s odpoveďou zdvihnutia hlavy bola zaznamenaná pri frekvencií, ktorá bola prvým zvýšením oproti základnej rezonancii ľudského tela. Druhá základná rezonancia pri frekvencii 8 Hz vyvolala odpoveď zdvihnutia panvy a druhú viscerálnu odpoveď. Keď jedinci zmenili polohu zo

vzpriamenej na mierny predklon, prirodzená frekvencia odpovede celého tela klesla, čo zapríčinilo zníženie hlavnej rezonančnej frekvencie. Strižná deformácia tkanív bedrovej a gluteálnej oblasti sa pri celotelovej odpovedi pri rovnakej zmene polohy zvýšila. Zložité pohyby tela naznačujú že žiadne sily, ktoré spôsobujú poranenia spôsobené celotelovými vibráciami sa nedajú dobre predpovedať na základe biodynamických modelov, ktoré nie sú schopné napodobniť náležité pohyby tela a dopad polohy tela. Zdá sa, že väčšie riziko problémov s chrbticou vyplýva s ohýbania chrbtice. Rezonancia o frekvencii 5 Hz sa šírila axiálnym systémom vertikálnou rovinou (táto frekvencia bola aplikovaná na oblasť horného trupu a cervikálnej časti chrbtice), vyššia frekvencia bola aplikovaná na oblasť dolnej časti trupu a lumbálnej časti chrbtice, rezonancia o veľkosti 8 Hz bola aplikovaná na oblasť panvy. Keď osoby zmenili držanie tela zo vzpriameného do flekčného držania veľkosť šíriacej sa rezonancie sa znížila. Pri zmene polohy tela sa však zvýšila strižná deformácia v gluteálnej oblasti (Kitazaki, Griffin; 1997).

Celotelové otrasy a vibrácie, ktoré zažívajú používatelia manuálnych vozíkov môžu znížiť pohodlie, zvýšiť únavu, vyústiť do zranenia a následne obmedziť pohyblivosť a zaradenie v spoločnosti (Requejo et al.; 2008). Z tohto dôvodu, sme zvolili do tejto kapitoly ďalšie štúdie, ktoré venujú pozornosť pochopeniu pohodlia vodičkov v súvislosti s vystavením vibráciám.

Málo vieme o tom ako dynamické zrýchlenie ovplyvňuje pohodlie človeka na vozíku. Táto štúdia sa snažila otestovať manipuláciu používateľa s mechanickým vozíkom počas Simulated Road Course (SRC), (Simulovaná trasa po ceste) a manipuláciu s tým istým vozíkom počas bežných denných aktivít (test v teréne). Šestnásť subjektov sa zúčastnilo štúdie. SRC umožnila zozbierať informácie od používateľov vozíka, ktorí prechádzali podobnými prekážkami, aké stretávajú na ceste používatelia vozíkov. SRC pozostávala z ôsmich prekážok pevne upevnených k plochému betónovému povrchu. Test v teréne začal po ukončení SRC testu. Prenosové funkcie boli vyhotovené pre všetkých 16 subjektov. Z výsledkov je jasné, že zrýchlenie vo vozíku v priebehu SRC prekročilo „hranicu únavy a zníženej výkonnosti“. Rezonančný vrchol vertikálneho zrýchlenia bol zrejmý u ôsmich subjektov. Priemer vrcholov, ak boli prítomné, predstavoval 8,1 Hz. Táto frekvencia je vyššia ako v literatúre udávaná frekvencia 4 Hz – 6 Hz pre človeka v sediacej polohe. Tento rozpor môže byť zapríčinený rozdielnymi stupňami zapojenia kontroly hrudníka u používateľov vozíka v tejto štúdií a u zdravých, pohyblivých subjektov v literatúre.

Subjekty a ich vozíky boli počas testu v teréne vystavené niekoľkým prípadom rýchleho zrýchlenia a nie trvalému pomalému zrýchleniu. Táto štúdia poukazuje na fakt, že vibrácie môžu byť príčinou únavy u používateľov mechanických vozíkov, ktoré sa ovládajú rukami, čo môže viesť k zraneniam (VanSickle et al., 2001).

V ďalšej štúdií bol použitý simulátor vibrácií vozíka na to, aby sa zistilo, či sú reakčné sily sedadla vozíka zaznamenané používateľmi vozíkov zásadne ovplyvnené odpružením vozíka, inerváciou svalov hrudníka a rýchlosťou. Použité boli mechanické vozíky vybavené dynamometrom (silomerom) a akcelerometrom na zaznamenanie síl prenesených z rámu sedadla a zrýchlenia hlavy používateľa. Zistilo sa, že samovoľná rýchlosť, sily v sedadle a zrýchlenie hlavy boli rôzne u subjektov s inerváciou hrudných svalov a bez nej a taktiež rôzne pri pevných a odpružených vozíkoch. Sily v sedadle a zrýchlenie hlavy boli najväčšie pri vozíkoch s pevným rámom a najnižšie pri vozíkoch s pružinovým odpružením. Subjekty bez inervácie hrudných svalov uprednostnili nižšie rýchlosti než subjekty so zachovanou inerváciou svalov hrudníka. Zrýchlenie hlavy smerom vpred bolo väčšie u subjektov bez inervácie hrudných svalov. Zadné odpruženie vozíka môže zlepšiť mobilitu používateľov v zmysle pohodlia pri vyššej rýchlosti minimalizovaním síl v sedadle a minimalizovaním zrýchlenia hlavy, ktoré používatelia zaznamenávajú, najmä pokiaľ ide o používateľov s léziou miechy na vyššej úrovni a so zníženou kontrolou držania tela (Requejo et al., 2008).

Diagnostickým využitím vibrácií sa zaoberá aj metóda TVS (Transfer Vibration Through Spine), ktorej venujeme pozornosť v predkladanej práci. Metóda TVS bola vyvinutá Mgr. Josefom Zemanom, PhD. v spolupráci s AV ČR (Maršík, 2010).

Cieľom štúdie autorov Jelen et al. (2012) bolo poukázať na možnosti využitia metódy TVS pri rôznom zaťažení axiálnych systémov a ich klasifikácii. V štúdií boli zahrnuté 4 osoby (dve vrcholové gymnastky, jedna cvičenka venujúca sa súťažne „rope skippingu“ a tehotná žena). Realizovalo sa meranie pomocou TVS, aby boli detekované zmeny reologických vlastností osového systému v prípade pôsobenia monotónnej záťaže vibráciami (jazda automobilom, ktorú realizovala tehotná žena) a tréningovej záťaže (moderná gymnastika, „rope skipping“). Gymnastky boli zmerané pred záťažou (ktorú predstavoval 2 hodinový gymnastický tréning – impaktná záťaž), meranie sa zopakovalo po tréningu. V prípade cvičenky „rope skippingu“ pred tréningom (skákanie cez švihadlo - impaktná i frekvenčná 2 hodinová záťaž), meranie opäť prebehlo po tréningu. Tehotná žena absolvovala merania pred a po krátkodobej (45 minútovej) jazde automobilom, tretie meranie po dlhodobejšej (120 minútovej) jazde automobilom.

Výsledky analyzovaných dát poukazujú na zmeny v mechanických vlastnostiach tkanív AS pred a po záťaži. V prípade tehotnej ženy pri monotónnej, vibračnej záťaži spôsobenej riadením automobilu sa prejavila menšia reakcia AS po kratšej jazde a výraznejšia diferencovaná reakcia po jazde dlhšieho trvania, ktorá predstavovala väčšie zaťaženie. Najvýraznejšia reakcia AS v oboch prípadoch bola pri rezonančnej frekvencii približne 35 Hz. Výsledky meraní dvoch gymnastiek ukazujú, že tlmiaca schopnosť chrbtice sa cvičením znižuje. Analyzovaný bol úsek Th1 – Th6 s budením mechanického vlnenia na C7. U gymnastky A došlo k lepšiemu tlmeniu vibrácií (takmer až o dvojnásobok) než v prípade gymnastky B. U oboch gymnastiek sa únavou (po dvojhodinovom tréningu) objavujú náznaky nových väzieb. V prípade gymnastky A v oblasti 25 Hz, u gymnastky B pri 40 a 67 Hz. Z čoho vyplýva, že sa do funkcie zapájajú nové stabilizačné mechanizmy, pričom u každej iné. Rozdielna odpoveď vo väčšine frekvenčného pásma, ale pri záťaži iného typu, vykazuje AS cvičenky „rope skippingu“. V tomto prípade došlo po zaťažení k zlepšeniu útlmu na rozdiel od gymnastiek. Z výsledkov vyplýva, že u tehotnej ženy a cvičenky „rope skippingu“ sa tlmiace schopnosti AS po zaťažení zlepšili. Túto skutočnosť autori vysvetľujú tým, že aplikovaná záťaž zapríčinila vzhľadom k individuálnemu stavu AS zlepšenie útlmových charakteristík jeho jednotlivých prvkov. Realizovaná záťaž u gymnastiek spôsobila opačnú reakciu AS z dôvodu extrémneho tréningového zaťaženia, útlmové charakteristiky jednotlivých komponent AS sa zhoršili. Ako vyplýva z výsledkov, pomocou metódy TVS je možné analyzovať odpovede AS človeka v hypokinetických i hyperkinetických záťažových režimoch (Jelen et al., 2012).

## **4 DEFINOVANIE PROBLÉMU, CIELE A HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE**

TVS je diagnostickou metódou detekcie zmien mechanických vlastností biologických tkanív tvoriacich axiálny systém. V dnešnej dobe sa o možnostiach jej využitia vie veľmi málo. Metóda TVS bola použitá na klasifikáciu dôsledkov extrémnych pohybových režimov ako aj vplyvu starnutia na AS (Jelen et al., 2012; Panská et al., 2012). Detekciou a následnou identifikáciou a klasifikáciou patologického axiálneho systému v prípade osoby s poranením miechy (paraplégiou) sa nikto doposiaľ nezaoberal. Zmeny procesov, nasledujúcich po úraze v dôsledku paraplégie (a teda i prítomnej hypokinézy) sa premietajú do celkových biomechanických vlastností AS. Preto sa predkladaná práca zaoberá vplyvom extrémneho pohybového režimu (hypokinézy) v prípade osoby s paraplégiou, a taktiež možnosťami ovplyvnenia patologického AS fyzioterapeutickou intervenciou.

### **4.1 CIELE DIPLOMOVEJ PRÁCE**

V práci sú prezentované merania troch žien poukazujúce na možnosti využitia metódy TVS ako diagnostickej metódy, kde sme sa zamerali na ciele:

Ad 1: Identifikáciu a klasifikáciu rozdielov mechanických vlastností axiálnych systémov medzi osobou s poranením miechy (paraplegičkou), teda s patologickým AS a 2 osobami so zdravými AS.

Ad 2: Identifikáciu a klasifikáciu zmien mechanických vlastností axiálneho systému paraplegičky pred a po realizácii 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie.

### **4.2 HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE**

- I. HYPOTÉZA: Existujú kvantifikátory umožňujúce posúdiť vlastnosti axiálneho systému paraplegikov a pomocou nich je možné identifikovať rozdiely v klasifikácii AS paraplegikov a osôb so zdravým AS.
- II. HYPOTÉZA: Klasifikácia AS paraplegika je rozdielna v závislosti od realizácie 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie.

## **5 METODIKA DIPLOMOVEJ PRÁCE**

### **5.1 METODOLOGICKÝ PRINCÍP**

Predkladaná práca má charakter pilotnej štúdie, ktorá sa zaoberá identifikáciou zmien mechanických vlastností axiálneho systému u osoby s poranením miechy (TLM) a následnej hypokinézy v dôsledku paraplégie prostredníctvom diagnostickej metódy TVS.

### **5.2 SKÚMANÝ SÚBOR**

Do štúdie boli zaradené tri osoby ženského pohlavia, ročníky (1970,1988,1989). Jedna osoba s poranením miechy, ktorého následkom je paraplégia (trauma pri autonehode v roku 1996, pri ktorej bola spôsobená transversálna lézia miechy, prítomná bola kompresívna fraktúra Th10, z tohto dôvodu bola realizovaná fixačná stabilizácia segmentov Th9 – Th11). Ďalšie dve ženy zdravej populácie. Zdravé osoby nemajú žiadne subjektívne ťažkosti.

### **5.3 POUŽITÉ METÓDY A PRIEBEH EXPERIMENTU**

Zdravé osoby boli zmerané metódou TVS jedenkrát (bez fyzioterapeutickej intervencie). V prípade osoby s paraplégiou sme realizovali dve merania. Meranie prvé absolvovala pred fyzioterapeutickou intervenciou, druhé meranie prebehlo hneď po jednohodinovej intervencii.

Fyzioterapeutickú intervenciu sme zvolili na základe odborných konzultácií a študovania videodokumentácie, vytvorenej pre ľudí so špecifickými potrebami v spolupráci s Centrom Paraple. Pri zostavovaní fyzioterapeutickej intervencie vo forme cvičenia sme sa najprv presvedčili či daná cvičebná jednotka má vplyv na uvoľnenie a pretiahnutie svalstva axiálneho systému. Zostavu cvičení sme aplikovali niekoľkokrát u vybraných osôb a všetky nám subjektívne potvrdili zmenu v zmysle uvoľnenia



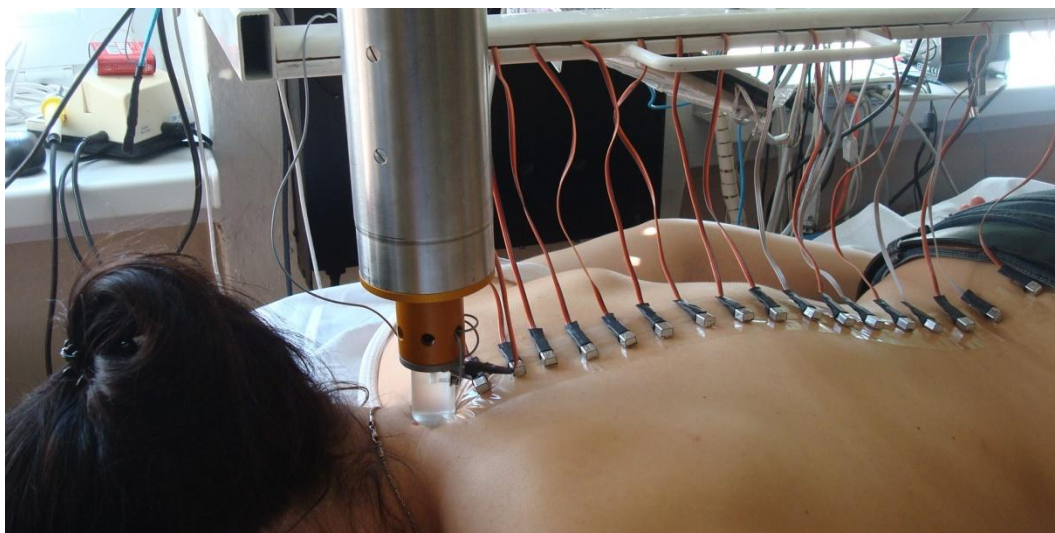
svalstva a vnímania bolesti. Cvičenie bolo dostačujúce pre dennú dávku, aby sa cítili subjektívne lepšie. Usúdili sme, že zostavenie takejto formy fyzioterapeutickej jednotky môže mať vplyv na tuhosť chrbtice. Názorná ukážka cvikov z realizovanej fyzioterapeutickej intervencie je na Obrázku 9.



**Obrázok 9** Ukážka cvikov z realizovanej fyzioterapeutickej intervencie (Archív autora)

Ako je vidieť na Obrázku 10, pri meraní samotnom skúmaná osoba zaujíma polohu ľah na bruchu na antidekubitnom matraci. Táto podložka je umiestnená na kompozitnom lôžku (z masívneho dreva), ktoré dobre tlmí vibrácie. Hlava meranej osoby je mimo antidekubitného matraca, fixovaná pod čelom umiestnenou podložkou, tak aby krčná časť chrbtice bola v predĺžení chrbtice. Je potrebné, aby sa meraná osoba po celú dobu prebiehajúcej procedúry merania nehýbala a bola čo možno najviac v stave relaxácie. Pretože svalové napätie má vplyv na charakter prestupujúceho vlnenia. Na *processus spinosus* každého stavca od C7 až S1 sú na obojstrannej lepiacej páske upevnené jednoosé akcelerometry, ktoré zaznamenávajú dorzoventrálne zrýchlenie. Následne je priložený elektromechanický vibračný budič na *processus spinosus* stavca C7. Budič je na C7 respektíve L5 pritlačený silou 10 N. Je vybavený

tenzometrom, ktorý umožňuje určiť mechanickú impedanciu budených stavcov. Budič je schopný pracovať v dvoch režimoch. Prvým je režim pulzný, pri ktorom dochádza k šíreniu kmitov chrbticou budiacim  $\delta$  pulzom (respektíve pulzom Gaussovského tvaru o pološírke 5 ms). Toto meranie spočíva v hodnotení odozvy chrbtice na  $\delta$  pulz. Režim pulzný prebieha v trvaní 30 sekúnd. Pri ďalšom režime je šírené harmonické budenie rôznych frekvencií, ktoré sa postupne menia z intenzity od 5 Hz do 180 Hz. Celý frekvenčný sken plynulo sa meniacich frekvencií je trikrát opakovaný. Celý proces sa opäť opakuje po priložení elektromechanického budiča na *processus spinosus* stavca L5. Dáta z akcelerometrov sú snímané analog digitálnym prevodníkom a následne zaznamenávané do databázy (Zeman, 2008).



**Obrázok 10** Priebeh merania diagnostickou metódou TVS s umiestnením elektromechanického vibračného budiča na trňový výbežok C7 (Archív autora)

## 5.4 POPIS METÓDY

Metóda TVS bola vyvinutá Mgr. Josefom Zemanom, Ph.D. v spolupráci s AV ČR. Princíp metódy spočíva v synchrónnom snímaní kmitov šírených chrbticou a vychádza z vlastností látok prenášať vlnenie (Maršík, 2010). Metóda TVS je založená na skutočnosti, vychádzajúcej z toho, že rýchlosť mechanického vlnenia a hustota mechanickej energie prestupujúcej axiálnym systémom je ovplyvnená vlastnosťami tohto systému. Preto je možné z rozdielov vstupných a výstupných hodnôt zrýchlení na

jednotlivých trŕňových výbečkoch analyzovať a identifikovať mechanické vlastnosti tkanív AS. Z toho dôvodu, že sa mechanická energia vlny superponuje na mechanickú energiu obsiahnutú v jednotke objemu látky, je rýchlosť prenosu vlny, respektíve i jej útlm spojený s tými parametrami látky, ktoré hustotu mechanickej energie charakterizujú. Medzi tieto charakteristické parametre patria: elastické moduly, viskozita poprípade plasticita. Z identifikácie šírenia mechanického vlnenia môžeme späťne charakterizovať zmeny mechanických vlastností tkanív AS (Maršík et al., 2010; Panská et al., 2012)

## **5.5 DETEKCIA DÁT**

Pred meraním samotným sme od každého probanda zaznamenali osobné údaje o jeho roku narodenia, telesnej hmotnosti, telesnej výške a aktuálnom stave, ako sa momentálne subjektívne cítil. Taktiež sme sa zamerali na otázky, týkajúce sa problémov respektíve ťažkostí spojených s axiálnym systémom. U osoby s paraplégiou sme údaje doplnili o príčinu úrazu, dobu vzniku úrazu, ako bola trauma riešená (chirurgická intervencia). Meranie aj s úvodným zisťovaním informácií malo u každého probanda približne rovnaký priebeh s rovnakou dĺžkou, okolo jednej hodiny. K snímaniu dát sme v tejto práci používali akcelerometre, ktoré sa využívajú k meraniu veľkosti zrýchlenia v určitom smere (Vostatek, 2007). V našom prípade jednoosé akcelerometry zaznamenávali dorzoventrálne zrýchlenie na stavcoch C7 – S1 (akcelerometre, prilepené na obojstrannú lepiacu pásku, na jednotlivých trŕňových výbečkoch stavcov od C7 – S1 vidíme na Obr. 10). Merané boli aj sila a zrýchlenie elektromechanického budiča na budenom stavci (konkrétne na *processus spinosus*). Akcelerometre boli prepojené s detekčným boxom, ktorý bol cez USB rozhranie pripojený k notebooku. Dáta boli detekované 16bitovým prevodníkom s rýchlosťou vzorkovania 1024 vzoriek za sekundu (Panská et al., 2012).

## **5.6 ANALÝZA DÁT**

Získané databázové dáta sú pre účely predkladanej diplomovej práce spracované nasledujúcim spôsobom. Pre danú, práve budenú frekvenciu, je určená amplitúda i fáza

kmitov pre každý z 20 detekovaných stavcov. Vzhľadom k budeniu aplikovaného na C7 i L5 a trom opakovaniám plynule sa meniaceho frekvenčného skenu získame po skončení merania nameranú odozvu chrbtice na každú z budiacich frekvencií 12 krát. Do grafov v programe MS Excel sú následne vynášané údaje o amplitúde v závislosti na frekvencii. Z grafov závislosti amplitúdy na frekvencii je možné určiť kmitny a uzly pre všetky rezonančné frekvencie daného úseku chrbtice, grafy tohto typu môžeme vidieť na Obr. 11 – 13. Zo získaných amplitúdových dát je možné vynášať pomery amplitúd medzi jednotlivými vybranými stavcami (respektíve segmentmi chrbtice), na základe ktorých je možné stanoviť útlm chrbtice a rezonančný kmitočet daného úseku. Grafy so spomínanými údajmi vidíme na Obr. 14 – 22. Z takto získaných rezonančných frekvencií a útlmov je možné stanoviť fyziologický resp. patologický stav daného úseku chrbtice.

Pri šírení vibrácií chrbticou z jej jedného konca na druhý (v našom prípade od C7 po S1) sa stratí (respektíve sa absorbuje) približne rovnaké percento energie. Koľko energie je v každom stavci absorbovanej zistíme z grafu amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch (napr. Obr. 22). Útlm jedného stavca označujeme U. Hľadaným parametrom útlmu jedného stavca (U) je koeficient útlmu ( $\beta$ ). Hodnotu koeficientu útlmu ( $\beta$ ) zistíme, pri aproximácii grafu exponenciálou v programe MS Excel. Množstvo energie, ktorú invertebrálny disk prepúšťa, je možné z tohto koeficientu určiť nasledovnou rovnicou:

$$U = e^{\beta} \quad (7)$$

Kde U je útlm jedného stavca,  $\beta$  je koeficient útlmu. Rovnicu je možné vypočítať exponenciálnou funkciou v programe MS Excel (Zeman, 2008)

Za vyššie uvedeného predpokladu, ktorý samozrejme býva splnený, to znamená, že útlm v každom IVD daného subjektu v danom stave je približne rovnaký. Môžeme tvrdiť, že pokiaľ je počet IVD meraného subjektu rovný počtu 23, tak celkový útlm chrbtice je rovný:

$$U_c = 1/U^{23} \quad (8)$$

Kde  $U_c$  je celkový útlm chrbtice U je útlm jedného stavca, číslo 23 je počet IVD (Zeman, 2008)

## 6 VÝSLEDKY

Vo výsledkoch meraní metódou TVS sme sa v prípade všetkých troch meraných osôb zamerali na analýzu a identifikáciu zmien mechanických vlastností axiálnych systémov pri šírení mechanickej energie od stavca C7.

Výsledky analyzovaných dát identifikujú rozdiely v mechanických vlastnostiach tkanív u osoby s patologickým AS (paraplégia) a u osôb so zdravými AS. Výstupné parametre realizovaného merania taktiež ukazujú na zmeny mechanických vlastností tkanív patologického AS u osoby s paraplégiou pred a po fyzioterapeutickej intervencii.

O vyššie uvedených zmenách podávajú informácie tabuľky spracovaných výsledkov s označením Tabuľka 1, Tabuľka 2 a príslušné obrázky, ktoré rozoberieme v nasledujúcom texte.

Tabuľka 1 obsahuje výsledky meraní zdravých axiálnych systémov, taktiež výsledky merania patologického AS v prípade paraplégie pred a po fyzioterapeutickej intervencii. U patologického AS pred a po FI boli detekované nasledujúce hodnoty. Pri rezonančnej frekvencii (RF) 9,6 Hz sme vypočítali 90% útlm v jednom stavci, pričom útlm celej chrbtice bol 11:1. Pri hodnote RF 20,4 Hz bol vypočítaný 93% útlm v jednom stavci ale útlm celej chrbtice bol 5:1. 90% útlm bol opäť zistený pri RF 66,1 Hz, útlm celej chrbtice bol 11:1. Po fyzioterapeutickej intervencii sme identifikovali frekvenčné posuny z 9,6 Hz na 13,5 Hz, z 20,4 Hz na 24,7 Hz, zo 66,1 Hz na 72,8 Hz. Útlm jedného stavca pri hodnote RF 13,5 Hz bol 88%, útlm celej chrbtice 19:1. Pri rezonančnej frekvencii 24,7 Hz bol vypočítaný 89% útlm jedného stavca a útlm 15:1 celej chrbtice. Hodnota RF 72,8 Hz zodpovedá 90% útlmu v jednom stavci a útlm celej chrbtice je 11:1. (Rezonančným frekvenciám v prípade vysokých hodnôt 157,5 Hz a 133,3 Hz sa venujeme samostane).

Na porovnanie výsledkov zdravého AS s patologickým AS sme si vybrali hodnotu RF v prípade zdravej chrbtice (Zdravá I) 72,1 Hz, u patologickej chrbtice pred FI hodnotu 66,1 Hz. Ako je vidieť z Tabuľky 1, útlm celej chrbtice (Zdravej I) je 55:1, pričom útlm celej patologickej chrbtice je 11:1. Z čoho vyplýva, že zdravá chrbtica tlmi päťnásobne lepšie.

**Tabuľka 1 Výsledné dáta meraní zdravých AS a patologického AS**

	<b>f [Hz]</b>	<b><math>\beta</math> [1]</b>	<b>U [%]</b>	<b>U<sub>c</sub> [1]</b>
<i>Zdravá chrbtica I</i>				
	28,9	0,071	93	5
	72,1	0,176	84	55
	106,2	0,202	82	96
<i>Zdravá chrbtica II</i>				
	32,4	0,105	90	11
	49,5	0,164	85	42
<i>Patologická chrbtica</i>				
Pred FI	9,6	0,11	90	11
	20,4	0,072	93	5
	66,1	0,105	90	11
	157,5	0,229	80	169
Po FI	13,5	0,132	88	19
	24,7	0,128	89	15
	72,8	0,104	90	11
	133,3	0,202	82	96

(f = rezonančná frekvencia,  $\beta$  = koeficient útlmu, U = útlm jedného stavca, U<sub>c</sub> = útlm celej chrbtice)

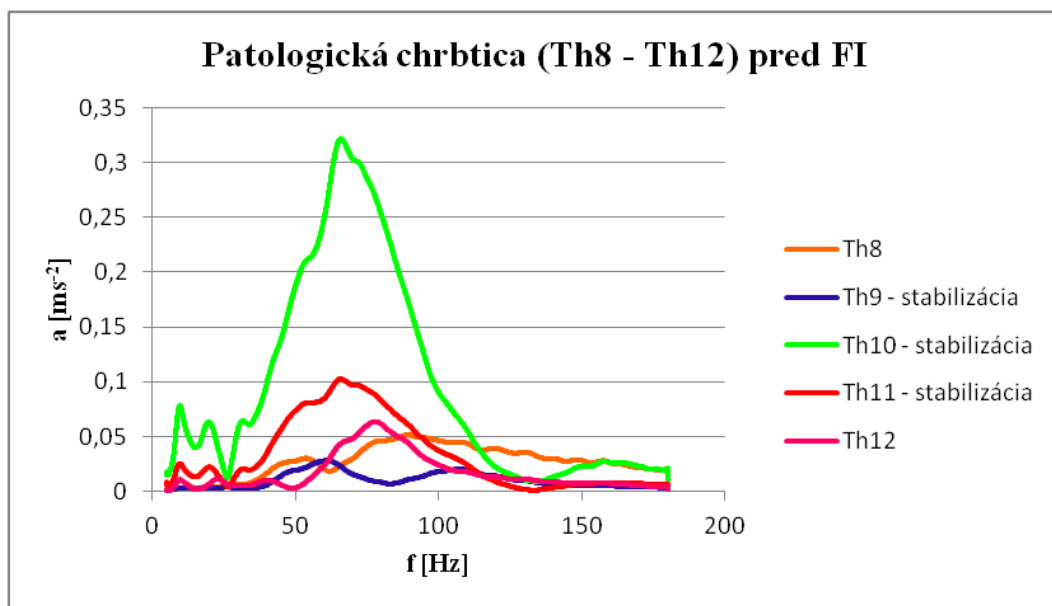
**Tabuľka 2 Výsledky detekcie zmien reakcií AS paraplegičky na realizovanú fyzioterapeutickú intervenciu**

<b>Rezonančná f [Hz] pred FI</b>	<b>Rezonančná f [Hz] po FI</b>	<b><math>\Delta \omega</math> [%]</b>	<b><math>\Delta k</math> [%]</b>
9,6	13,5	41	65
20,4	24,7	21	38
66,1	72,8	10	19

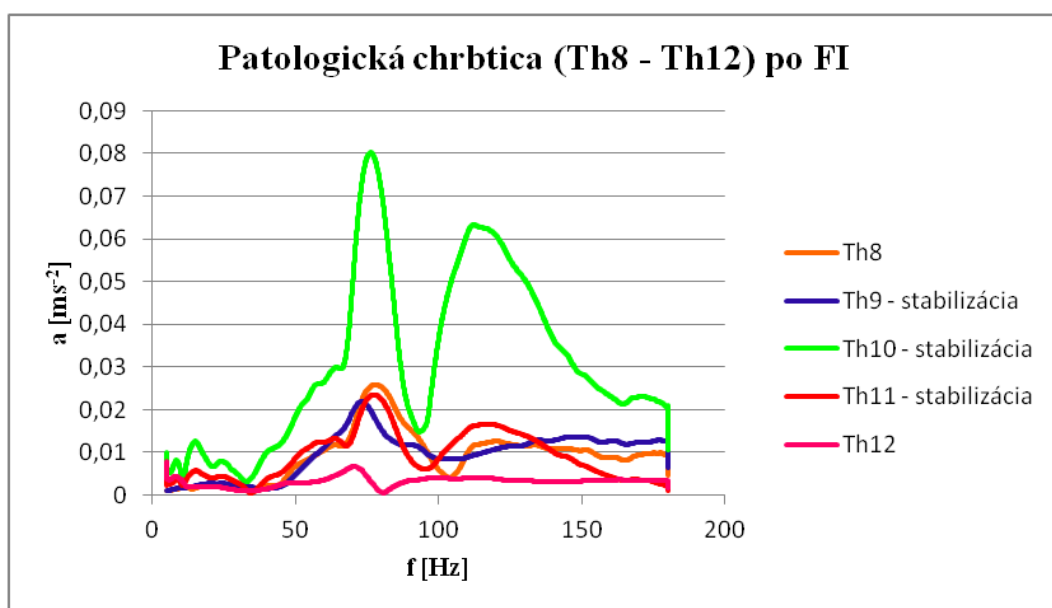
( $\Delta \omega$  = percentuálny posun rezonančných frekvencií,  $\Delta k$  = percentuálna zmena tuhosti celej chrbtice)

Pri porovnaní Obrázkov 11 a 12 frekvenčnej amplitúdovej charakteristiky patologickej chrbtice v úseku (Th8 – Th12) pred a po fyzioterapeutickej intervencii vidíme rozdiely v reakcii AS po FI. Vidíme, že na Obrázku 12 je rezonančný peak rozdelený na dva peaky, z čoho môžeme usudzovať, že dva nezávislé systémy (pravá a ľavá polovica AS) rezonuje na dvoch rozdielnych frekvenciách.

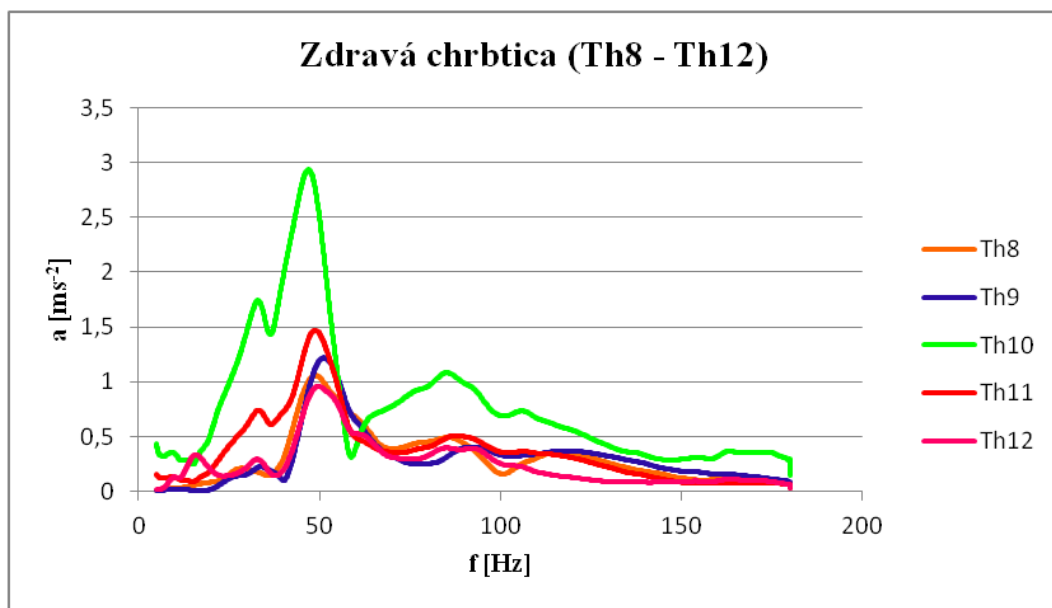
Pre porovnanie so zdravým AS uvádzame Obr. 13, na ktorom je frekvenčná amplitúdová charakteristika zdravej chrbtice v úseku (Th8 – Th12).



**Obrázok 11** Frekvenčná amplitúdová charakteristika patologickej chrbtice v úseku (Th8 – Th12) pred fyzioterapeutickou intervenciou



**Obrázok 12** Frekvenčná amplitúdová charakteristika patologickej chrbtice v úseku (Th8 – Th12) po fyzioterapeutickej intervencii



**Obrázok 13** Frekvenčná amplitúdová charakteristika zdravej chrbtice v úseku (Th8 – Th12)

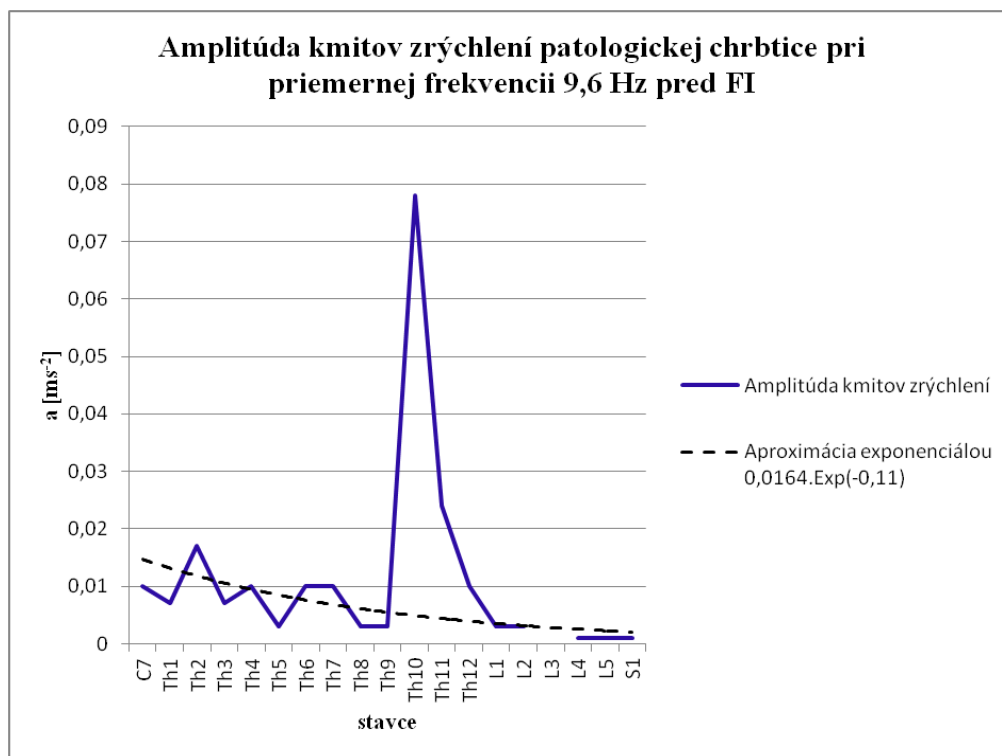
Ďalšie výsledky poukazujúce na zmenu reakcie patologického AS v dôsledku realizovanej FI môžeme vidieť na Obrázkoch 14 – 21, na ktorých sú grafy amplitúd kmitov zrýchlení patologickej chrbtice pri priemerných frekvenciách pred a po FI. Na základe polôh rezonančných peakov na Obr. 14 – 21 sme identifikovali posuny rezonančných frekvencií z 9,6 Hz na 13,5 Hz, z 20,4 Hz na 24,7 Hz, v prípade vyšších frekvencií posun zo 66,1 Hz na 72,8 Hz (Tabuľka 2). Tabuľka 2 dopĺňa tieto výsledky. Môžeme z nej vyčítať ako reagoval AS paraplegičky na realizovanú fyzioterapeutickú intervenciu, a to percentuálnym posunom rezonančných frekvencií ( $\Delta\omega$ ), taktiež percentuálnou zmenou tuhosti celej chrbtice ( $\Delta k$ ). Vplyv fyzioterapeutickej intervencie (pri posune rezonančnej frekvencie o 41%) mal 65% účinnosť pre uvoľnenie tuhosti chrbtice. Pri vyšších frekvenciách bol nárast rezonančnej frekvencie 21%, tuhosť celej chrbtice sa cvičením zmenila o 38%. Ako je vidieť v poslednom riadku Tab. 2, pri ešte vyšších hodnotách frekvencií, došlo k najmenšiemu posunu RF, a to o 10%. Pričom percentuálna zmena tuhosti cvičením ovplyvnenej chrbtice bola 19%. Za dôležitý pokladáme fakt, že percentuálny posun rezonančných frekvencií, ako aj percentuálna zmena tuhosti celej chrbtice klesá s vyššími hodnotami rezonančných frekvencií rádovo o polovicu.

Za dôležitý pokladáme výsledok zobrazený na Obr. 17 a 21. V oblasti vysokých frekvencií je pri porovnaní obrázkov možné rozlíšiť zásadný vplyv charakteru prenosu mechanického vlnenia v prípade stabilizovaného úseku (stabilizácia hrudnej chrbtice

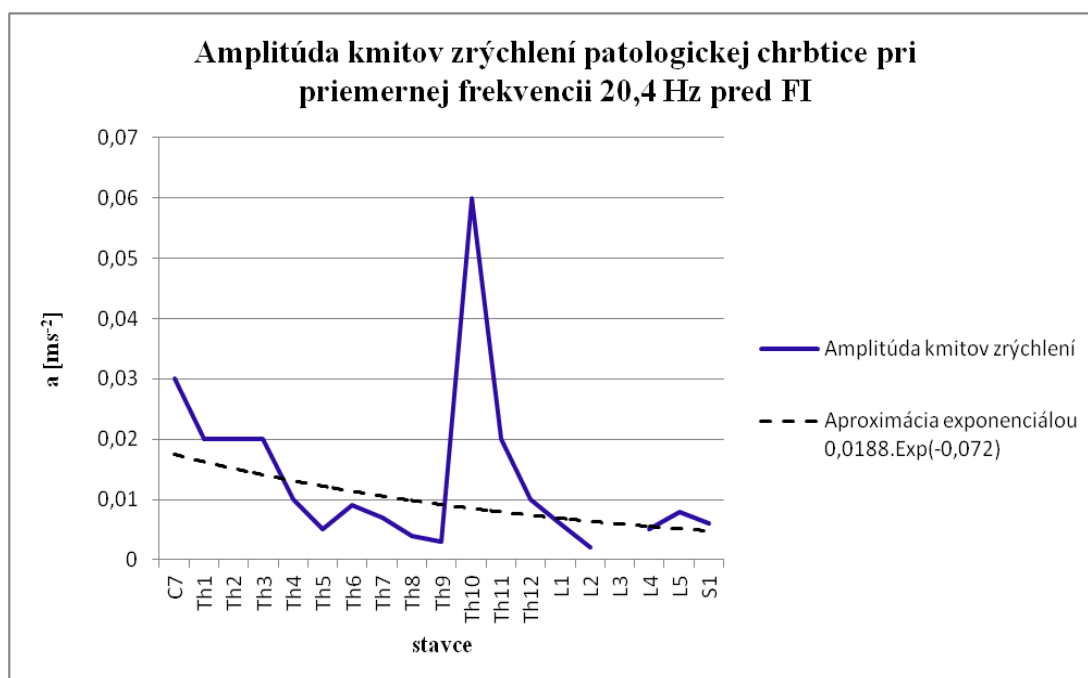


segmentov Th9 – Th11). Zatiaľ, čo pred FI sa mechanické vlnenie prestupujúce chrbticou od stabilizovanej oblasti odráža a ďalej ňou neprestupuje (Obr. 17). Čím sa patologická chrbtica výrazne odlišuje od zdravej chrbtice (Obr. 22). Po FI patologickej chrbtice dochádza k vybudeniu („odblokovaniu“) stabilizovanej oblasti a prestupu mechanického vlnenia aj za túto oblasť, čo môžeme vidieť na Obr. 21. Vplyvom konštruktívnych odrazov pred FI dochádzalo k narastaniu amplitúd kmitien na štvornásobnú hodnotu v porovnaní s chrbticou po FI (teda intervenciou ovplyvnenou), kde sa časť energie „rozliala“ aj za stabilizovanú oblasť a bola absorbovaná.

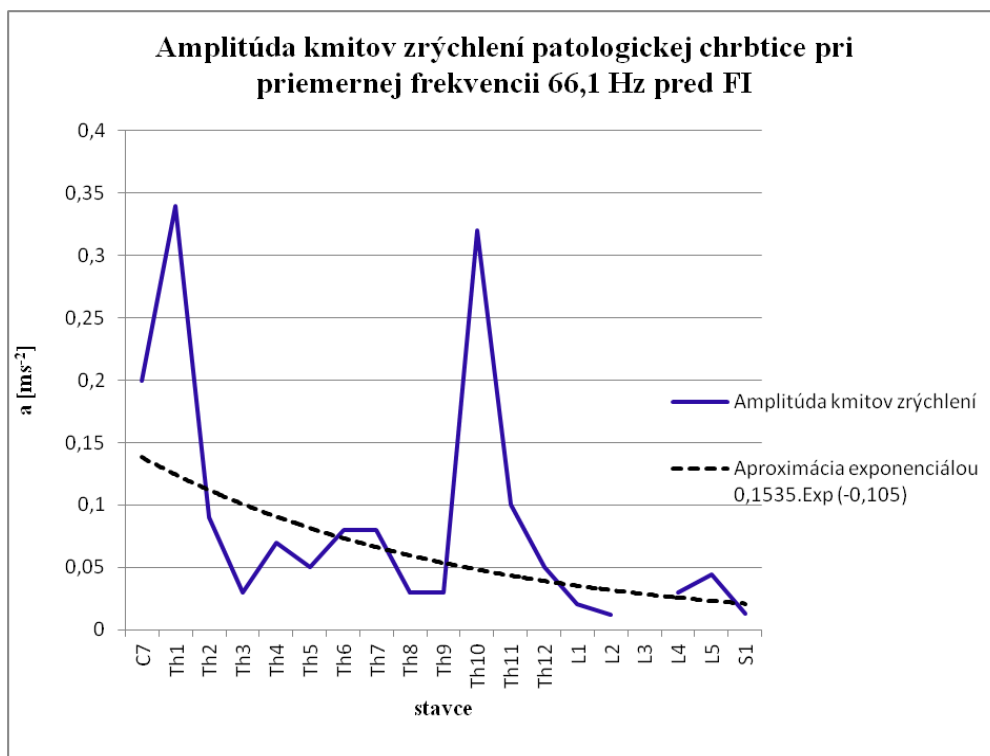
V nasledujúcom texte sa venujeme vysvetleniu Obrázkov 14 – 17, na ktorých sú grafy amplitúd kmitov zrýchlení patologickej chrbtice pri priemerných frekvenciách pred fyzioterapeutickou intervenciou. Na Obr. 14 vidíme graf, ktorý je preložený exponenciálou s hľadaným parametrom  $\beta$  (koeficient útlmu), ktorý má hodnotu – 0,11. Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca (U) je pri priemernej frekvencii, ktorej hodnota je 9,6 Hz percentuálne 90 %. Pričom celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 11:1. Na Obr. 15 je graf preložený exponenciálou s parametrom  $\beta$ , ktorého hodnota je – 0,072. Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 20,4 Hz percentuálne 93 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 5:1. Na Obr. 16 vidíme graf, preložený exponenciálou, s parametrom  $\beta$ , ktorý má v tomto prípade hodnotu – 0,105. Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 66,1 Hz percentuálne 90 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 11:1. Na Obr. 17 je graf preložený exponenciálou s parametrom  $\beta$ , ktorého hodnota je v tomto prípade – 0,229. Preto môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 157,5 Hz percentuálne 80 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 169:1.



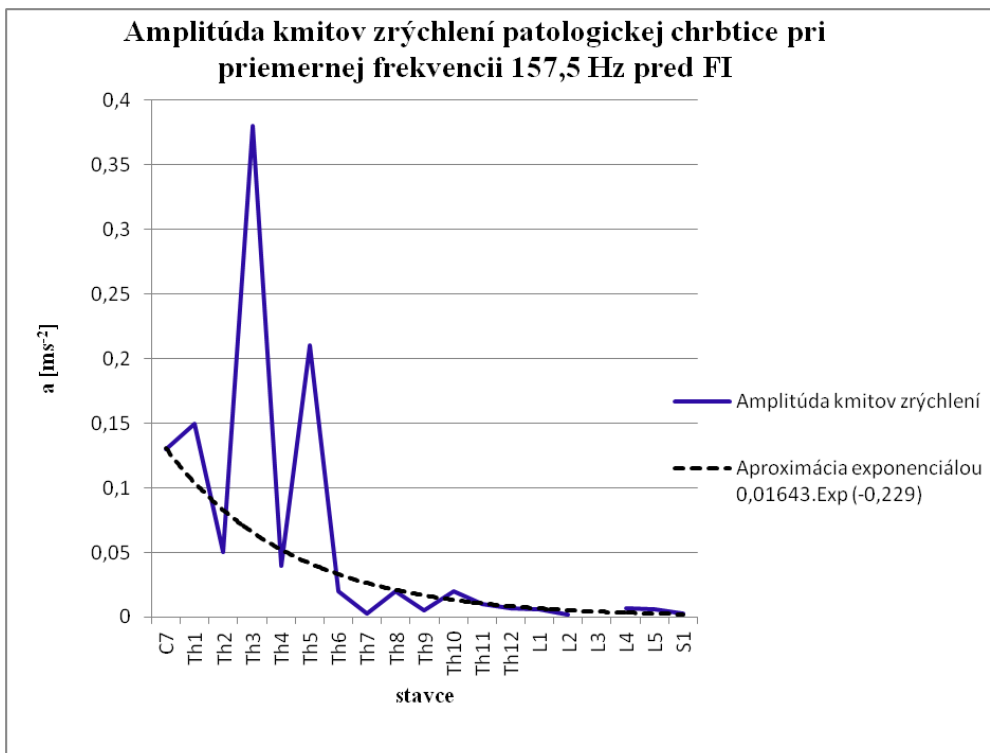
**Obrázok 14** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 9,6 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou



**Obrázok 15** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 20,4 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou

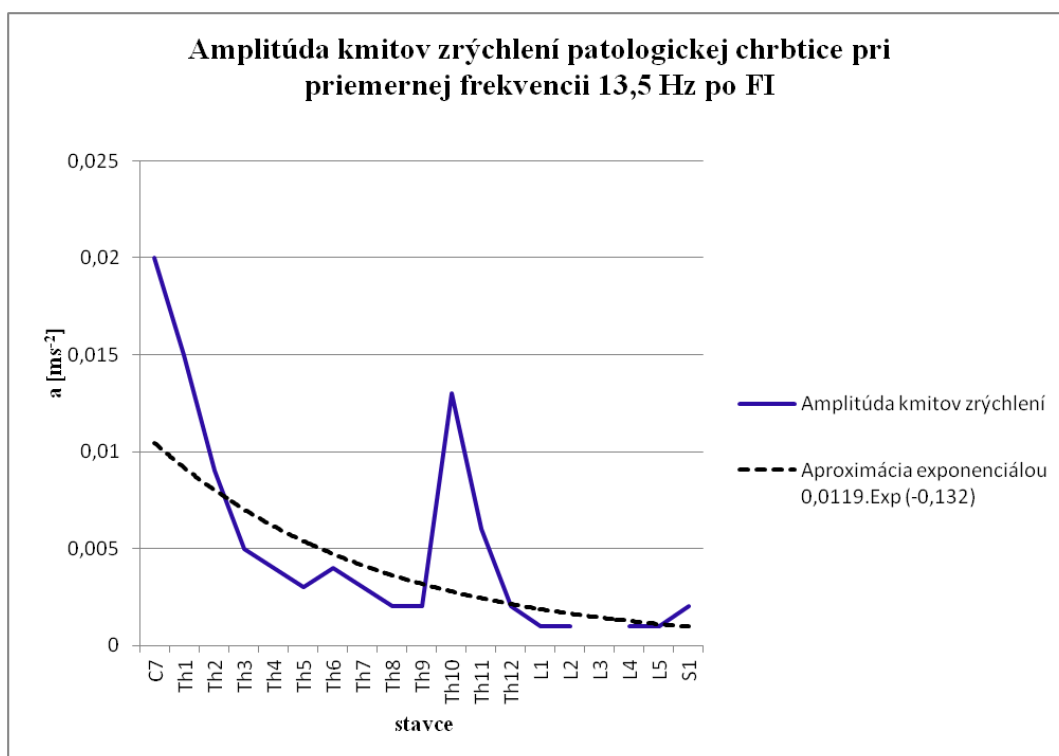


**Obrázok 16** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 66,1 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou

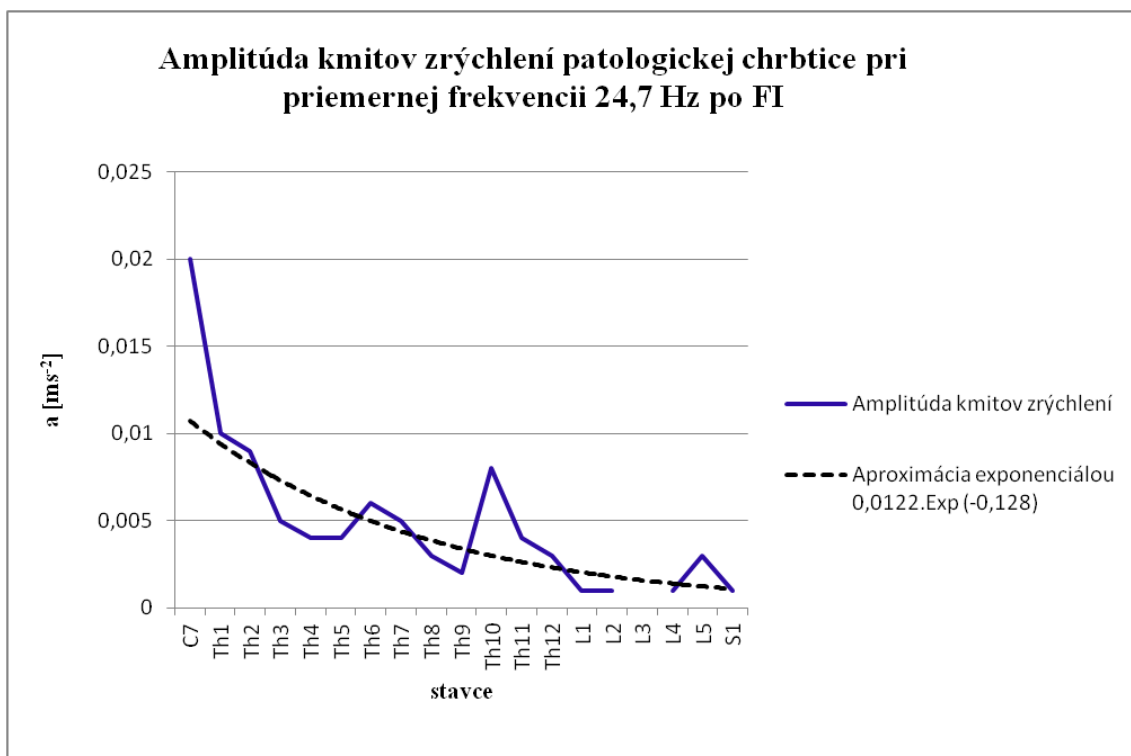


**Obrázok 17** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 157,5 Hz pred fyzioterapeutickou intervenciou

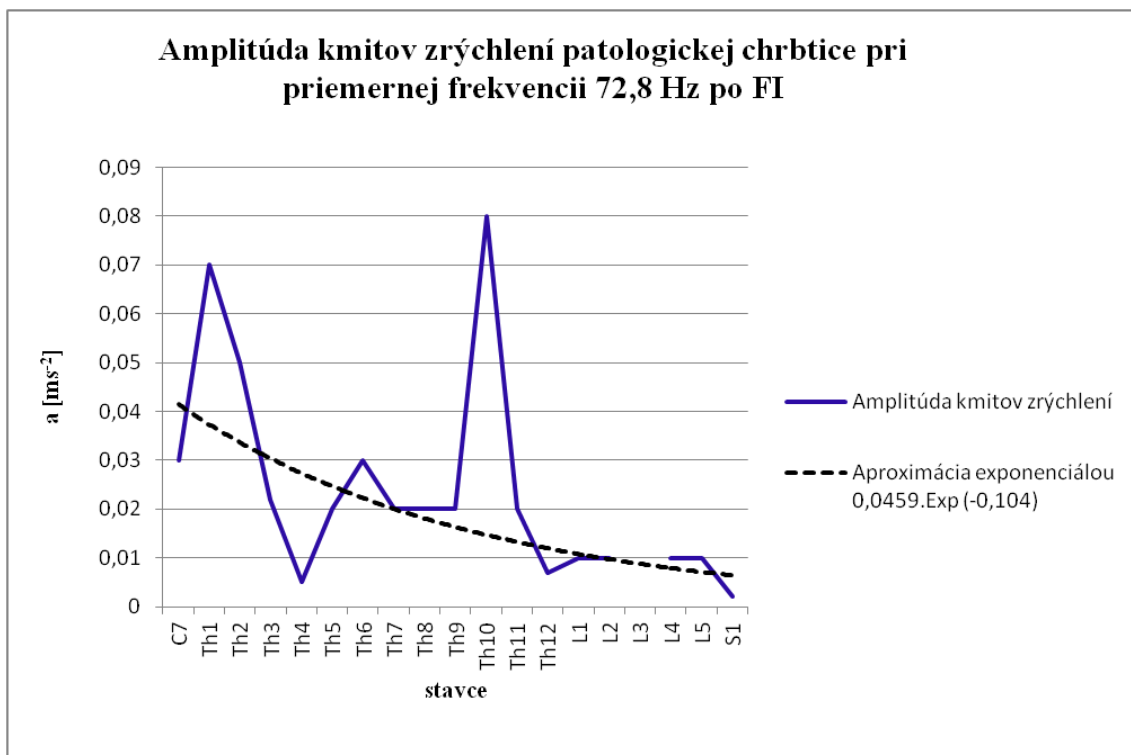
V nasledujúcom texte sa venujeme vysvetleniu jednotlivých Obrázkov 18 – 21, na ktorých sú grafy amplitúd kmitov zrýchlení patologickej chrbtice pri priemerných frekvenciách po fyzioterapeutickej intervencii. Na Obr. 18 vidíme graf, ktorý je preložený exponenciálou s hľadaným parametrom  $\beta$  (koeficient útlmu), ktorý má hodnotu  $-0,132$ . Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca (U) je pri priemernej frekvencii 13,5 Hz percentuálne 88 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 19:1. Na Obr. 19 je graf, ktorý je preložený exponenciálou s parametrom  $\beta$ , ktorý má hodnotu  $-0,128$ . Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 24,7 Hz percentuálne 89 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 15:1. Na Obr. 20 je graf preložený exponenciálou s hľadaným parametrom  $\beta$ , ktorý má v tomto prípade hodnotu  $-0,104$ . Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 72,8 Hz percentuálne 90 %. Celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 11:1. Na Obr. 21 vidíme graf, taktiež preložený exponenciálou, hľadaný parameter  $\beta$  má hodnotu  $-0,202$ . Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca je pri priemernej frekvencii 133,3 Hz percentuálne 82 %. Pričom celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 96:1.



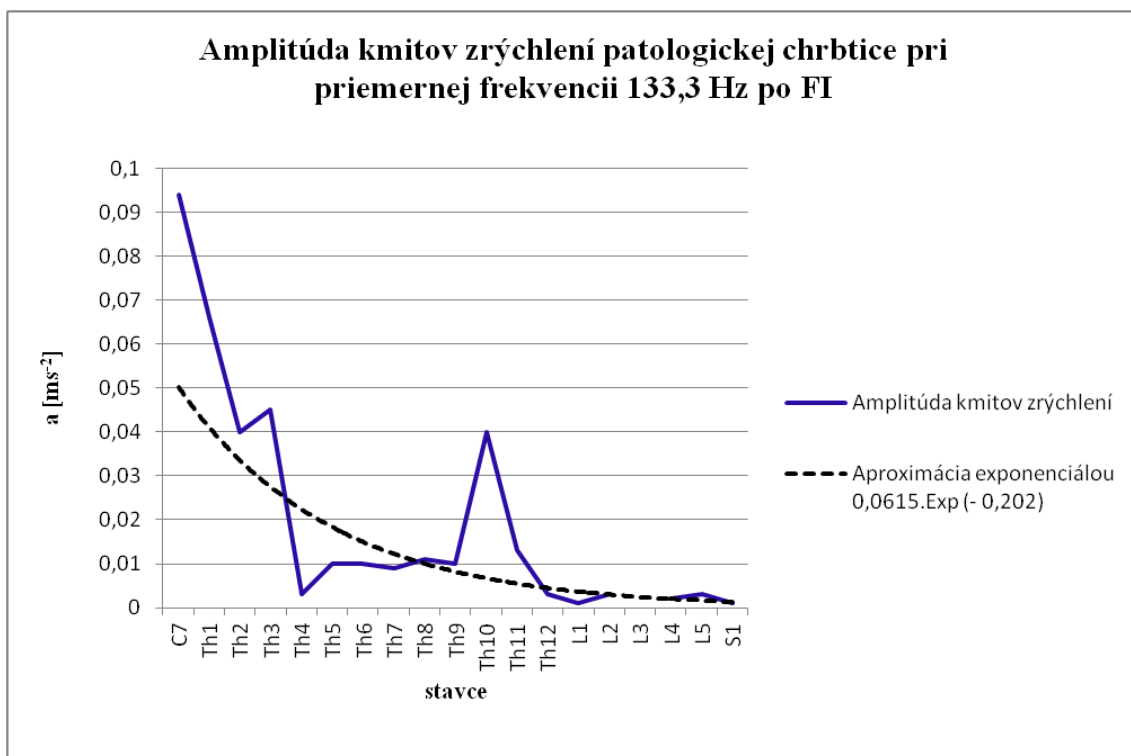
**Obrázok 18** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 13,5 Hz po fyzioterapeutickej intervencii



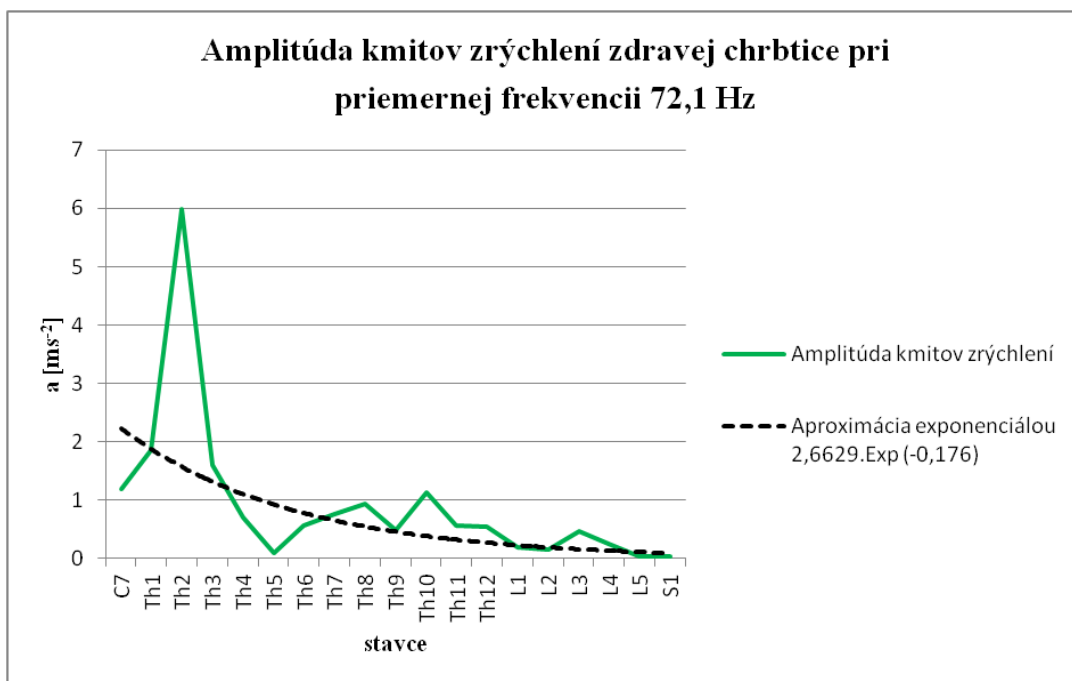
**Obrázok 19** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 24,7 Hz po fyzioterapeutickej intervencii



**Obrázok 20** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 72,8 Hz po fyzioterapeutickej intervencii.



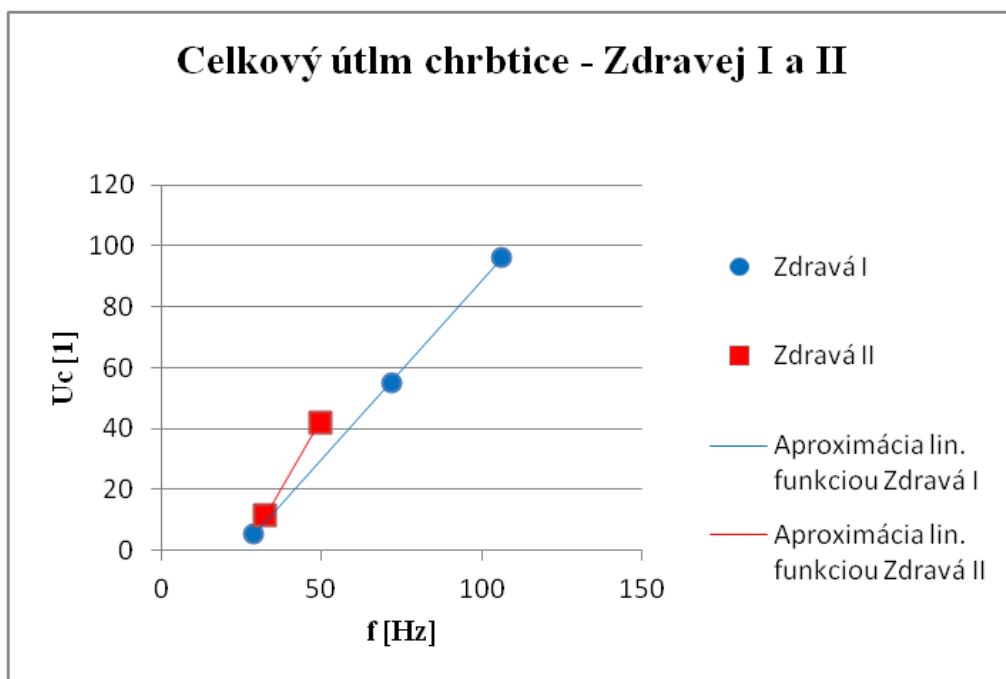
**Obrázok 21** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch patologickej chrbtice pri priemernej frekvencii 133,3 Hz po fyzioterapeutickej intervencii



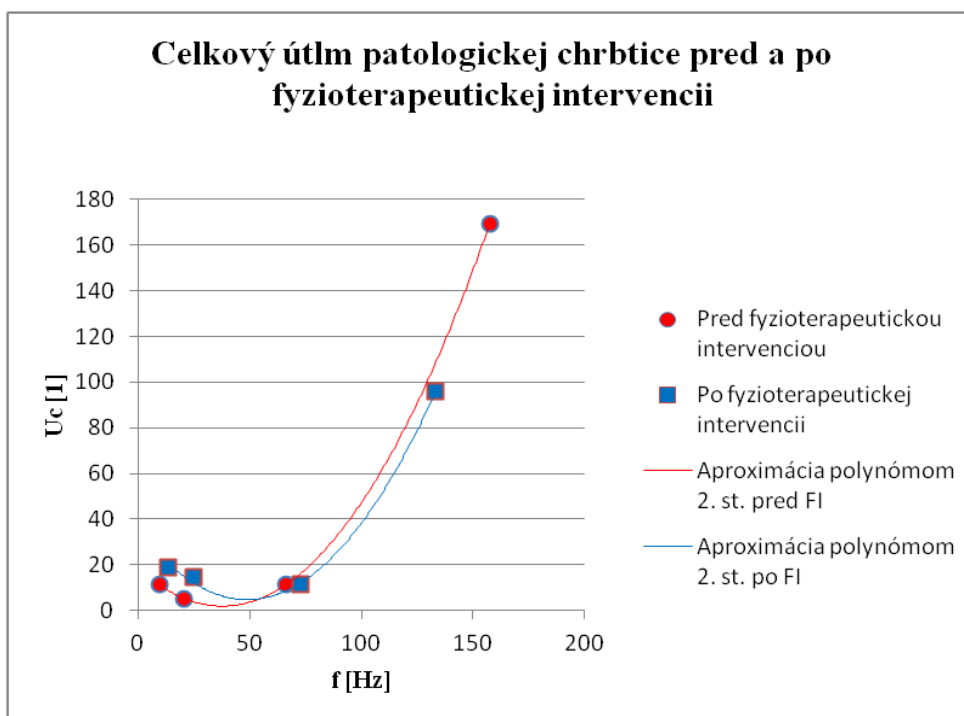
**Obrázok 22** Graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch zdravej chrbtice pri priemernej frekvencii 72,1 Hz

Ako príklad pre porovnanie so zdravým AS uvádzame Obrázok 22, na ktorom je graf amplitúdy kmitov zrýchlení na jednotlivých stavcoch zdravej chrbtice pri priemernej rezonančnej frekvencii 72,1 Hz. Graf je preložený exponenciálou s hľadaným parametrom  $\beta$  (koeficient útlmu), ktorý má hodnotu  $-0,176$ . Na základe tejto hodnoty môžeme vyvodiť, že útlm jedného stavca (U) je pri priemernej frekvencii 72,1 Hz percentuálne 84 %. Alebo celkový útlm chrbtice  $U_c$  je 55:1.

Na Obrázkoch 23 a 24 vidíme frekvenčnú závislosť celkového útlmu chrbtice. Ako možno identifikovať, útlm nad cca 40 Hz rastie s frekvenciou v oboch prípadoch u zdravého i patologického axiálneho systému takmer lineárne. Avšak pre nižšie rezonančné frekvencie, ktoré sme v rámci tejto diplomovej práce merali je pre patologickú chrbticu frekvenčná závislosť celkového útlmu chrbtice iného charakteru. Z Obrázku 24 plynie, že najslabší útlm má patologická chrbtica v oblasti 35 Hz. V nižších frekvenciách má útlm klesajúci charakter. Môžeme predpokladať, že pri takto nízkych frekvenciách sú zapojené do funkcie neuromuskulárne (nervosvalové) mechanizmy na spinálnej úrovni, ktoré obmedzujú buденé kmity. So vzrastajúcou frekvenciou tieto mechanizmy prestávajú byť účinné, a preto útlm AS vzrastá. Graf na Obrázku 24 môžeme rozdeliť na oblasť aktívneho útlmu, kde aktívne pracujú neuromuskulárne mechanizmy (na spinálnej úrovni), je prítomná ich spätná reakcia. A na oblasť pasívneho (materiálového, teda viskoelastického) útlmu, kde spätná reakcia nervového systému na spinálnej úrovni chýba. Hranica medzi týmito dvomi oblasťami je približne hodnota 35 Hz ako je vidieť na Obrázku 24.



**Obrázok 23** Graf celkového útlmu chrbtice v závislosti na frekvencii v prípade zdravých chrbtíc (Zdravá I, Zdravá II). Namerané hodnoty celkového útlmu chrbtíc sme preložili lineárnou funkciou. Z obrázku je vidieť, že celkový útlm chrbtíc (Z I, Z II) vzrastá so zvyšujúcou sa frekvenciou, obe lineárne krivky majú rastúci charakter a taktiež rovnaký sklon.



**Obrázok 24** Graf celkového útlmu patologickej chrbtice v závislosti na frekvencii pred a po fyzioterapeutickej intervencii, namerané hodnoty celkového útlmu sme preložili polynomicou funkciou 2. stupňa



## 7 DISKUSIA

Využitie vibrácií ako diagnostickej metódy nie je príliš rozvinutou témou. V práci sme sa venovali identifikácii a klasifikácii zmien mechanických vlastností axiálnych systémov pomocou prenosu mechanického vlnenia týmito systémami. Okrem splnených cieľov táto práca prináša otázky a predpoklady, ktoré by mohli byť predmetom ďalšieho záujmu skúmania.

Pomocou detekcie a následnej identifikácie a klasifikácie patologického axiálneho systému v prípade osoby s poranením miechy (paraplégia) a dvoch osôb so zdravými axiálnymi systémami sme sa prepracovali k dosiahnutým výsledkom. V práci sme si taktiež určili ciele. Primárnym cieľom bola identifikácia a klasifikácia rozdielov mechanických vlastností medzi patologickým AS u osoby s poranením miechy a dvomi zdravými axiálnymi systémami u osôb zo zdravej populácie. Naším sekundárnym cieľom bola identifikácia a klasifikácia zmien mechanických vlastností axiálneho systému paraplegičky pred a po realizácii 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie. Nami zvolené ciele sme dosiahli, čo potvrdzujú spracované výsledky meraní ako i nasledujúce zodpovedania hypotéz.

Hypotézu I sme potvrdili. Kvantifikátory umožňujúce posúdiť mechanické vlastnosti axiálneho systému paraplegikov existujú, ako aj rozdiely v klasifikácii AS paraplegikov a osôb so zdravými AS. Na Obrázkoch 23 a 24 vidíme frekvenčnú závislosť celkového útlmu chrbtice. Ako možno vidieť, celkový útlm nad cca 40 Hz rastie s frekvenciou v oboch prípadoch, u zdravého i patologického axiálneho systému, takmer lineárne. Avšak pre nižšie rezonančné frekvencie, ktoré sme v rámci tejto diplomovej práce merali je pre patologickú chrbticu frekvenčná závislosť celkového útlmu chrbtice iného charakteru. Z Obrázku 24 plynie, že najslabší útlm má patologická chrbtica v oblasti 35 Hz. V nižších frekvenciách má útlm klesajúci charakter. Predpokladáme, že pri takto nízkych frekvenciách sú zapojené do funkcie neuromuskulárne (nervosvalové) mechanizmy na spinálnej úrovni, ktoré obmedzujú buденé kmity. Môžeme predpokladať, že so vzrastajúcou frekvenciou tieto mechanizmy prestávajú byť účinné, a preto útlm AS stúpa. Graf na Obrázku 24 môžeme rozdeliť na oblasť aktívneho útlmu, kde aktívne pracujú neuromuskulárne mechanizmy (na spinálnej úrovni), je prítomná ich spätná reakcia. A na oblasť pasívneho (materiálového, teda viskoelastického) útlmu, kde spätná reakcia nervového systému na spinálnej úrovni

chýba. Hranica medzi týmito dvomi oblasťami je približne hodnota 35 Hz ako je vidieť na Obrázku 24. Z vyššie uvedených výsledkov môžeme predpokladať že frekvenčné pásmo 35 Hz – 50 Hz, je hraničným pásmom, kde je menej aktívna, respektíve neaktívna spätná kontrola AS prostredníctvom neuromuskulárnych mechanizmov na spinálnej úrovni. V štúdií autorov Jelen et al. (2012), v ktorej bola jednou z meraných osôb (metódou TVS) tehotná žena (vystavená monotónnej vibračnej záťaži), vyšiel podobný výsledok. Tehotná žena absolvovala meranie pred a po jazde automobilom (po 45 minútovej jazde jedno meranie a po dlhšie trvajúcej jazde, 120 minútovej, druhé meranie). Menšia reakcia AS bola identifikovaná po kratšej jazde, väčšia, diferencovaná reakcia po dlhšej jazde (teda po väčšom zaťažení). V oboch prípadoch však došlo k prejavu reakcií pri rezonančnej frekvencii približne 35 Hz.

Za dôležitý pokladáme výsledok, ktorý je vidieť na Obrázkoch 17 a 22. V oblasti vysokých frekvencií je pri porovnaní obrázkov možné rozlíšiť zásadný vplyv charakteru prenosu mechanického vlnenia stabilizovaným úsekom hrudnej chrbtice paraplegicky (Th9 – Th11 – prítomná stabilizácia). V prípade patologickej chrbtice bez realizácie FI sa mechanické vlnenie prestupujúce chrbticou od stabilizovanej oblasti odráža a ďalej ňou neprestupuje Obr. 17. Týmto zistením sa patologická chrbtica výrazne odlišuje od zdravej chrbtice Obr. 22.

Hypotézu II sme taktiež potvrdili, pretože klasifikácia mechanických vlastností AS paraplegika je rozdielna v závislosti od realizácie 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie. V súvislosti s realizovanou FI sú prítomné zmeny mechanických vlastností AS. Výsledky procesov spojených s traumou AS a následnej hypokinézy (paraplégie) sa premietajú do celkových biomechanických vlastností osového orgánu.

Pri porovnaní Obrázkov 11 a 12, vidíme že na Obr. 12 je rezonančný peak rozdelený na dva peaky, z čoho môžeme usudzovať, že dva nezávislé systémy (pravá a ľavá polovica) AS rezonujú na dvoch frekvenciách. Tento jav sa nazýva „sejmutí degenerace“. Predpokladáme, že pravá i ľavá strana AS rezonovala pred FI na rovnakej frekvencii, teda rezonančná frekvencia bola bilaterálne symetrická. Po FI došlo k asymetrickej reakcii AS. Môžeme predpokladať, že jedna polovica AS je tuhšia ako druhá polovica AS, a preto dochádza k rozštiepeniu rezonančného peaku, kde zo spektrálneho singletu vzniká spektrálny doublet.

Na Obr. 14 – 21 sme identifikovali posuny rezonančných frekvencií z 9,6 Hz na 13,5 Hz, z 20,4 Hz na 24,7 Hz, zo 66,1 Hz na 72,8 Hz (Tabuľka 2). Vplyv FI (pri posune rezonančnej frekvencie o 41%) mal 65% účinnosť pre uvoľnenie tuhosti

chrbtice. Pri vyšších frekvenciách bol nárast rezonančnej frekvencie 21%, tuhosť celej chrbtice sa cvičením zmenila o 38%. Ako je vidieť v poslednom riadku Tab. 2 pri ešte vyšších hodnotách frekvencií došlo k najmenšiemu posunu RF, a to o 10%. Pričom percentuálna zmena tuhosti cvičením ovplyvnenej chrbtice bola 19%. Za dôležitý pokladáme fakt, že percentuálny posun rezonančných frekvencií, ako aj percentuálna zmena tuhosti celej chrbtice klesá s vyššími hodnotami rezonančných frekvencií rádovo o polovicu. Z Tab. 2 ďalej vyplýva, že fyzioterapeutická intervencia najviac ovplyvnila dlhé svaly AS, pretože najviac zmien tuhosti bolo dosiahnutých na najnižších rezonančných frekvenciách. Rezonančná frekvencia závisí na dvoch veličinách, na tuhosti a hmotnosti. Čím je hmotnosť väčšia, tým nižšou rezonančnou frekvenciou systém kmitá. Súčasne platí, že čím je tuhosť systému väčšia (čím je systém tuhší) tým stúpa hodnota rezonančnej frekvencie vid' rovnica (6). Preto väzby, ktoré reagujú na nízke frekvencie sú veľké a ťažké, v našom prípade veľké a dlhé svaly AS. Hodnoty rezonančných frekvencií sú okrem vyššie zmienených veličín dané predovšetkým tuhosťou väzby rozvibrovaného stavca (Zeman, 2008).

Pri porovnaní Obr. 17 a 21 vidíme, že v oblasti vysokých frekvencií je možné rozlíšiť zásadný vplyv charakteru prenosu mechanického vlnenia v prípade stabilizovaného úseku hrudnej chrbtice (Th9 – Th11) paraplegičky. Zatiaľ, čo pred FI sa mechanické vlnenie prestupujúce chrbticou od stabilizovanej oblasti odráža a ďalej ňou neprestupuje Obr. 17. Po FI patologickej chrbtice dochádza k vybudeniu (odblokovaniu) stabilizovanej oblasti a prestupu mechanického vlnenia za túto oblasť Obr. 21. Vplyvom konštruktívnych odrazov pred FI dochádzalo k narastaniu amplitúd kmitien na štvornásobnú hodnotu v porovnaní s chrbticou po FI (teda intervenciou odblokovanou), kde sa časť energie rozliala aj za stabilizovanú oblasť a bola absorbovaná.

Pri meraní sa preukázali nasledujúce nedostatky a chyby, ktoré by mohli mať vplyv na objektivitu merania. Z tohto dôvodu sme dospeli k záveru, že nemá význam merať viac osôb (konkrétne paraplegikov), dokiaľ nebudú prevedené niektoré dôležité zmeny, ktoré podľa nás ovplyvňujú meranie. A to napríklad: výška meracieho stola (nevhodná pre nastúpenie paraplegika), samotný pohyb na matraci. V prípade, že je meraný človek paraplegik, dlhší ľah na bruchu (cca 30min.) môže zapríčiniť prítomnosť komplikácií. Ďalej sa ukázalo, že problém tvorí taktiež podpierka hlavy, ktorá je v súčasnej dobe iba pod čelom, a teda nefixuje oblasť tváre. Z tohto dôvodu dochádza

k tomu, že meraná osoba má aktivované šijové svalstvo, a tak nedochádza k potrebnej relaxácii. Akcelerometer, ktorý mal zaznamenávať dorzoventrálne zrýchlenia na trňovom výbežku stavca L3 počas realizácie merania paraplegičky pred i po FI nebol funkčný.

Dôsledkom traumy (úrazu spojeného s léziou miechy) organizmu a jeho následného hypokinetického pohybového režimu (paraplégia) sú zmeny reologických vlastností biologických tkanív. TVS ako diagnostická metóda detekcie zmien vlastností biologických tkanív tvoriacich axiálny systém sa v predkladanej práci ukázala ako vhodná. Taktiež ovplyvnenie adekvátnych biomechanických procesov podporovaných dynamickou záťažou úzko súvisí s návrhom fyzioterapeutickej intervencie pre konkrétnu osobu.

## 8 ZÁVER

Predkladaná diplomová práca predstavuje diagnostickú metódu TVS, pomocou ktorej sme identifikovali a klasifikovali rozdiely mechanických vlastností axiálneho systému medzi osobou s poranením miechy (paraplegičkou), teda s patologickým AS a dvomi osobami so zdravými axiálnymi systémami. Taktiež sme vďaka metóde TVS identifikovali a klasifikovali zmeny axiálneho systému paraplegičky pred a po realizácii 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie. Čím sme splnili nami zvolené ciele práce.

Následky procesov spojených s hypokinézou u paraplegie sa premietajú do celkových biomechanických vlastností axiálneho systému. Pri porovnaní frekvenčných závislostí celkových útlmov jednotlivých chrbtíc, sme zistili že celkový útlm rastie v oboch prípadoch, u zdravého i patologického axiálneho systému, takmer lineárne nad frekvenciou približne 40 Hz. Dôležitým je zistenie, že celkový útlm patologickej chrbtice pri nízkych rezonančných frekvenciách má iný charakter ako celkový útlm zdravých chrbtíc. V nižších frekvenciách má útlm patologickej chrbtice klesajúci charakter, svoje minimum dosahuje približne pri hodnote 35 Hz. V diskusii sme uviedli predpoklad, že pri nízkych hodnotách rezonančných frekvencií sú do funkcie zapojené neuromuskulárne mechanizmy, ktorých reakcie na budené kmity, tieto kmity obmedzujú. So vzrastajúcou frekvenciou tieto mechanizmy prestávajú byť účinné, a preto útlm chrbtice vzrastá. Zo zhodnotenia výsledkov môžeme predpokladať, že frekvenčné pásmo 35 Hz – 50 Hz, je hraničným pásmom, v ktorom je slabšia respektíve neaktívna spätná kontrola axiálneho systému prostredníctvom neuromuskulárnych mechanizmov na spinálnej úrovni. Tento predpoklad môže byť predmetom riešenia ďalších štúdií. V oblasti vysokých frekvencií má však charakter prenosu vibrácií patologickým axiálnym systémom úplne iný charakter. V prípade patologickej chrbtice (pred realizáciou fyzioterapeutickej intervencie) sa mechanické vlnenie prestupujúce axiálnym systémom od stabilizovaného úseku chrbtice (Th9 – Th11) odráža a ďalej ňou neprestupuje.

Na základe zmien mechanických vlastností axiálneho systému v súvislosti s realizáciou 1 hodinovej fyzioterapeutickej intervencie u paraplegičky sme zistili, že realizovaná FI najviac ovplyvnila dlhé svaly axiálneho systému. Pretože najviac zmien tuhosti bolo dosiahnutých na najnižších rezonančných frekvenciách. Ďalším výpovedným výsledkom o vplyve FI je fakt, že pred FI sa mechanické vlnenie

prestupujúce chrbticou od stabilizovaného úseku (Th9 – Th11) odráža a ďalej ňou neprestupuje. Vplyvom konštruktívnych odrazov pred FI dochádzalo k narastaniu amplitúd kmitien na štvornásobnú hodnotu v porovnaní s chrbticou po FI, kde sa časť energie rozliala aj za stabilizovaný úsek a bola absorbovaná.

Záverom možno konštatovať, že TVS ako diagnostická metóda detekcie mechanických vlastností biologických tkanív tvoriacich axiálny systém sa v predkladanej práci ukázala ako vhodná. Uvedená metóda TVS predstavuje diagnostický aparát, umožňujúci kvantitatívne i kvalitatívne klasifikovať vlastnosti axiálneho systému, respektíve jeho segmentov. Ak by sa vyriešili určité nedostatky, táto v súčasnej dobe jedinečná metóda môže byť použitá na identifikáciu a klasifikáciu mechanických vlastností axiálnych systémov zaťažených extrémnymi pohybovými režimami ako aj u ľudí so špecifickými potrebami. Metóda TVS môže byť realizovaná pre objektivizáciu terapeutických intervencií, ako príklad uvádzame fyzioterapeutickú intervenciu.

## Použitá literatura

AMBLER, Z., BEDNAŘÍK, J., RŮŽIČKA, E. a kol. *Klinická neurologie: I. Část obecná*. 2. vyd. Praha: Triton, 2008. 976 s. ISBN 978-80-7387-157-4.

ALIZADEH – MEGHRAZI, M., MASANI, M. A., POPOVIC, M. R., CRAVEN, B. C. Whole Body Vibration During Passive Standing in Individuals With Spinal Cord Injury: Effects of Plate Choice, Frequency, Amplitude, and Subject's Posture on Vibration Propagation. *PM&R The journal of injury, function and rehabilitation* [online]. 2012, vol. 4, no. 12, p. 963 – 975. [cit. 2012-10-20]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148212004054>>.

ASSELIN, P., SPUNGEN, A. M., MUIR, J. W., RUBIN, C. T., BAUMAN, W. A. Transmission of low – intensity vibration through the axial skeleton of persons with spinal cord injury as a potential intervention for preservation of bone quantity and quality. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2011, vol. 34, no. 1, p. 52 – 59. [cit. 2012-10-06]. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3066482/>>.

BENEŠ, V. *Poranění míchy*. Praha: Avicenum, 1987. 190 s.

BLACKWELL, T. L., KRAUSE, J. S., WINKLER, T., STIENS, S. A. *Spinal Cord Injury Desk Reference: Guidelines for Life Care Planning and Case Management*. New York: Demos, 2001. 293 p. ISBN 1-888799-49-8.

BOLDIŠ, P. Bibliografické citace dokumentu podle CSN ISO 690 a CSN ISO 690-2: Část 2 – *Modely a příklady citací u jednotlivých typu dokumentu* [online]. c1999 –2004, poslední revize 11.11.2004 [cit. 2013-07-04]. Dostupné z: <<http://www.boldis.cz/citace/citace2.pdf>>.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.

*Damped oscillation graph* [online]. 2007, posledná revízia 1.10.2009 [cit. 2013-03-25].

Dostupné z:

<[http://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Damped\\_oscillation\\_graph2.svg&oldid=17548606](http://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Damped_oscillation_graph2.svg&oldid=17548606)>.

Damped oscillations [online] 1997, 3.3.2012 [cit. 2013-05-12]. Dostupné z:

<[http://www.bog5.in.ua/lection/vibration\\_lect/lect4\\_vibr\\_eng.html](http://www.bog5.in.ua/lection/vibration_lect/lect4_vibr_eng.html)>.

DAVIS, R., SANBORN, CH., NICHOLS, D., BAZETT – JONES, D. M., DUGAN, E. L. The effects of whole body vibration on bone mineral density for a person with a spinal cord injury: A case study. *Adapted Physical Activity Quarterly* [online]. 2010, vol. 27, no. 1, p. 60-72. [cit. 2013-10-11]. Dostupné z:

<[http://scholarworks.boisestate.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1002&context=kinesiology\\_facpubs](http://scholarworks.boisestate.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1002&context=kinesiology_facpubs)>.

DOBIÁŠ, V. Poranenia chrbtice a miechy. *VIA PRACTICA* [online]. 2008, roč. 5, č. 12, s. 537 – 538. [cit. 2013-01-28]. Dostupné z:

<[http://www.solen.sk/index.php?page=pdf\\_view&pdf\\_id=3575](http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=3575)>.

DOLEŽEL, J. Traumatická léze míšní. *UROLOGIE PRO PRAXI* [online]. 2004, č. 4, s. 146 – 155. [cit. 2013-01-28]. Dostupné z:

<<http://www.solen.cz/pdfs/uro/2004/04/02.pdf>>.

DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009a. 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009b. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

DYLEVSKÝ, I., KORBELÁŘ, P., KUČERA, M. *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 252 s. ISBN 80-7169-258-1.

FALTÝNKOVÁ, Z. et al. *Cesta k nezávislosti*. 1. vyd. Praha: Svaz paraplegiků s finanční podporou MZ ČR, 2004. 83 s.



FONTANA, T. L., RICHARDSON, C. A., STANTON, W. E. The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 2005, vol. 51, no. 4, p. 259–263. [cit. 2013-03-20]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951405700076>>.

GUSI, N., RAIMUNDO, A., LEAL, A. Low – frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2006, vol. 7, no. 92. [cit. 2012-10-06]. Dostupné z: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/7/92>>.

HADI, S. C., DELPARTE, J. J., HITZIG, S. L., CRAVEN, B. S. Subjective experiences of men with and without spinal cord injury: Tolerability of the Juvent and WAVE whole body vibration plates. *PM&R The journal of injury, function and rehabilitation* [online]. 2012, vol. 4, no. 12, p. 954 – 962. [cit. 2012-09-25]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1934148212003504>>.

HALLIDAY, D., BOCHNÍČEK, Z., HOLÝ, V., MUSILOVÁ, J., RESNICK, R., WALKER, J. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. Část 1., Mechanika*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2000. ISBN 80-214-1869-9.

HANÁK, V. *Kmity a vlny – multimediální učební text: diplomová práce*. Brno: Masarykova Univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2011. 112 l. Vedoucí diplomové práce Assoc. Prof. RNDr. Zdeněk Bochníček, Dr.

HAAS, C. T. *Effects of whole – body vibration in rehabilitation of spinal cord injury patients* [online] 2004 [cit. 2012-12-08]. Dostupné z: <[http://www.unifrankfurt.de/fb/fb05/ifs/Beweg\\_Training/Arbeitsbereiche/TherapeutischeAspekte/Publikationen/Effectsofwholebodyvibrationinrehabilitationofspinalcordinjurypatients.pdf](http://www.unifrankfurt.de/fb/fb05/ifs/Beweg_Training/Arbeitsbereiche/TherapeutischeAspekte/Publikationen/Effectsofwholebodyvibrationinrehabilitationofspinalcordinjurypatients.pdf)>.

HELEBRAT, F. *Technická diagnostika a spolehlivost II – Vibrodiagnostika*. 1. vyd. Ostrava: VŠB, 2004. 178 s. ISBN 80-248-0650-9.

HERRERO, T. L., MENÉNDEZ, H., GIL, L., MARTÍN, T., GARCÍA – LÓPEZ, D., GIL –AGUDO, A., MARÍN, P. J. Effects of whole – body vibration on blood flow and neuromuscular activity in spinal cord injury. *Spinal cord* [online]. 2011, vol. 49, no. 4, p. 554 – 559. [cit. 2013-10-06].

Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21042329>>.

JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.

JELLEN, K., PANSKÁ, Š., KLOUČKOVÁ, K., ZEMAN, J., ČERNÁ, J. Odezva axiálního systému člověka na mechanické vlnění detekované metodou TVS (Transfer Vibration through Spine). *Česká kinantropologie*. 2012, roč. 16, č. 4, s. 94 – 102. ISSN 1211-9261.

JELLEN, K., ZEMAN, J., KUBOVÝ, P., DRAHORÁDOVÁ, R., HOLUB, T. (2010). Limit loading processes and their reflection in intervertebral dynamics. In KONVIČKOVÁ, S., DENK, F., HOLUB, O. (ed.). *Spinal complexity and its biomechanical reflection*. s. 131 – 141.

JIRKOVÁ, L., HORÁK, Z., SEDLÁČEK, R., TICHÝ, P. (2005). Experimentální měření kinematiky lumbální páteře. In KONVIČKOVÁ, S., DANIEL, M., ZAVŘEL, J., MAREŠ (ed.). *Summer Workshop of Applied Mechanics*. s. 71 – 74.

KÁBELE, J. *Sport vozičkářů*. Praha: Olympia, 1992. 196 s. ISBN 80-7033-233-6.

KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova, 1991. ISBN 80-7066-514-9.

KIISKI, J., HEINONEN, A., JÄRVINEN, T. L., KANNUS, P., SIEVÄNEN, H. Transmission of vertical whole body vibration to the human body. *JOURNAL OF BONE AND MINERAL RESEARCH* [online]. 2008, vol. 23, no. 8, p. 1318 – 1325.

[cit. 2013-10-10]. Dostupné z:

<<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1359/jbmr.080315/full>>.

KITAZAKI, S., GRIFFIN, M. J. Resonance behavior of theseated human body and effect of posture. *Journal of Biomechanics* [online]. 1998, vol. 31, no. 11, p. 143 – 149.

[cit.2013-10-10]. Dostupné z:

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929097001267>>.

KOLÁŘ, P. et. al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

KOČIŠ, J., WENDSCHE, P. et al. *Poranění páteře*. Praha: Galén, 2012. 171 s. ISBN 978-80-7262-846-9.

KŘÍŽ, V., MAJEROVÁ, V. Biomechanika jednotlivých úseků páteře. *Pohybové ústrojí*. 2010, roč. 17, č. 3+4, s. 242 – 255. ISSN 1212-4575.

KŘÍŽ J., HYŠPERSKÁ, V. Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po poškození míchy. *Neurologie pro praxi*. 2009, roč. 10, č. 3, s. 137 – 142.

KŘÍŽ, J., CHVOSTOVÁ, Š. Vyšetřovací a rehabilitační postupy u pacientů po míšní lézi. *Neurologie pro praxi*. 2009, roč. 10, č. 3, s. 143 – 147.

LEPIL, O. *Mechanické kmitání a vlnění – studijní modul*. vyd. 1. Olomouc, 2012. ISBN 978-80-244-3295-3.

LEPIL, O. *Fyzika pro gymnázia – Mechanické kmitání a vlnění*. 4.vydání. Praha: Prometheus, 2007. ISBN: 978-80-7196-387-5.

LYTHGO, N., ESER, P., DE GROOT, P., GALEA, M. Whole-body vibration dosage alters leg blood flow. *Clinical Physiology and Functional Imaging* [online]. 2009, vol. 29, no. 1, p. 53 – 59. [cit. 2012-09-15]. Dostupné z:

<<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1475-097X.2008.00834.x/full>>.

MACHAČ, D. *Modelování dynamicky zatěžované páteře: diplomová práce*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, 2011. 58 l. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. František Maršík, DrSc.

MALÝ, M. a kol. *Poranenie miechy a rehabilitácia*. Bratislava: Bonus Real, 1999. 578 s. ISBN 80-968205-6-7.

MARŠÍK, F. *Analýza přenosu kmitů na páteři, měřených metodou TVS*. Výzkumná zpráva, 2010.

MATOUŠEK, O., BAUMRUK, J. *Vibrace. Státní zdravotní ústav*. [online]. 1998. [cit. 2013-03-12]. Dostupné z: <<http://www.bozpinfo.cz/priloha/vibrace.pdf>>.

*Mišní traumata/ PGS/ diagnostika* [online]. posledná revízia 19.5.2010 [cit. 2013-01-11]. Dostupné z: <[http://www.wikiskripta.eu/index.php/M%C3%AD%C5%A1n%C3%AD\\_traumata/PGS/diagnostika](http://www.wikiskripta.eu/index.php/M%C3%AD%C5%A1n%C3%AD_traumata/PGS/diagnostika)>. ISSN 1804-6517.

NÁHLOVSKÝ, J. et al. *Neurochirurgie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006. 581 s. ISBN 80-7262-319-2.

NASTOUPILOVÁ, J. *Doplňková cvičení u poranění míchy: diplomová práce*. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, 2006. 83 l. Vedoucí diplomové práce Doc. PhDr. Blanka Hošková, CSc.

NAVRÁTIL, M., PLUHAŘ, O. *Měření a analýza mechanického kmitání*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1986. 401 s.

NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kol. *Medicínska biofyzika*. Praha: Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.

NESS L. L., FIELD – FOTE, E. C. Effect of whole-body vibration on quadriceps spasticity in individuals with spastic hypertonia due to spinal cord injury. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 2009a, vol. 27, no. 6, p. 623 – 633. [cit. 2012-10-12] Dostupné z: <[http://api.ning.com/files/mIAYkOVUyLl4n1wOPCGgOdcINzfgN-qN9hoLQAFvf5OC65aHPPrv9HEUVo1lAH\\*-zG0-C4hfqOAC2St7uG9qyRGEpnO-oErU/2009effectofwbvonquadricepsspasticityinindividuals.pdf](http://api.ning.com/files/mIAYkOVUyLl4n1wOPCGgOdcINzfgN-qN9hoLQAFvf5OC65aHPPrv9HEUVo1lAH*-zG0-C4hfqOAC2St7uG9qyRGEpnO-oErU/2009effectofwbvonquadricepsspasticityinindividuals.pdf)>.

NESS L. L., FIELD – FOTE, E. C. Whole-body vibration improves walking function in individuals with spinal cord injury: a pilot study. *Gait & Posture* [online]. 2009b, vol. 30, no. 4, p. 436 – 440. [cit. 2012-11-05] Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209001933>>.

NEVŠÍMALOVÁ, S. et al. *Neurologie*. Praha: Galén, 2002. 368 s. ISBN 80-7262-160-2.

OTÁHAL, J. Reologické vlastnosti biologických struktur. *Patobiomechanika a Patokoneziologie. Kompendium* [online]. 1999. [cit. 2013-01-20]. Dostupné z: <[http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti\\_reologicke.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php)>.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2003, vol. 13, no. 4, p. 371-379. [cit. 2013-02-11]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641103000440>>. ISSN 1050-6411.

PANSKÁ, Š., KLOUČKOVÁ, K., ZEMAN, J., MAREŠOVSKÝ, L., JELEN, K. (2012). Mechanické zatěžování a stárnutí axiálního systému člověka: identifikace změn pojivových tkání metodou TVS. In ŠTĚPÁNKOVÁ, H. (ed.). *Sborník příspěvků z mezioborové konference o stárnutí*. s. 60 – 69.

PARÁKOVÁ, B., MÍKOVÁ, M., KROBOT, A. Vibrace: Neurofyzilogické aspekty a možnosti klinického využití. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, roč. 15, č. 1, s. 11-17.

POKORNÝ, V. a kol. *Traumatologie*. Praha: Triton, 2002. 307 s. ISBN 80-7254-277-X.

PUNCH, K. Úspěšný návrh výzkumu. 1. Vyd. Praha: Portál, 2008. 230 s. ISBN 978-80-7367-468-7.

RAVNIK, D. *The influence of mechanical vibrations on shape a funcional stability of the head-neck complex: disertační práce*. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, 2005. 109 l. Vedoucí práce Prof. Ing. Stanislav Otáhal, CSc.

REICHL, J. Odraz vlnění v řadě bodů, stojaté vlnění. *Encyklopedie fyziky* [online]. 2013 [cit. 2013-03-02]. Dostupné z: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/168-odraz-vlneni-v-rade-bodu-stojate-vlneni>>.

REQUEJO, P. S., Kerdanyan, G., Minkel, J., Adkins, R., Waters, R. Effect of rear suspension and speed on seat forces and head accelerations experienced by manual wheelchair riders with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2008, vol. 45, no. 7, p. 985 – 996. [cit. 2013-10-11]. Dostupné z: <<http://www.biomedsearch.com/article/Effectrearsuspensionspeedsea/205094230.htm>>.

SPUNEGEN, A. M., Adkins, R. H., Stewart, CH. A., Wang, J., Pierson, R. N, Waters, R. L., Bauman, W. A. Factors influencing body composition in persons with spinal cord injury: a cross-sectional study. *Journal of applied physiology* [online]. 2003, vol. 95, no. 6, p. 2398 – 2407. [cit. 2013-01-25]. Dostupné z: <<http://jap.physiology.org/content/95/6/2398.full.pdf+html>>. ISSN: 8750-7587.

SVOBODA, E. a kol. *Přehled středoškolské fyziky*. Praha: Prometheus, 2003. 500 s. ISBN 80-7196-307-0.

ŠIFTA, P., VANĚK, P. (2010) The kinesiological view on complexity of the axial system. In OTÁHAL, S., KONVIČKOVÁ, S., DENK, F., HOLUB, O. (ed.). *Spinal complexity and its biomechanical reflection*. s. 15 – 18.

TANTUWAYA, L. *Spinal Disorders Background* [online]. 2004. [cit. 2013-01-12]. <<http://www.cnsspine.com/spinal-disorders/cervical-neck-pain-whiplash-injury/>>.

TROJAN, S. a kol. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 2005. 237 s. ISBN 80-247-1296-2.

VANSICKLE, D. P., COOPER, R. A., BONINGER, M. L., DIGIOVINE, C. P. Analysis of vibrations induced during wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2001, vol. 38, no. 4, p. 409 – 421. [cit. 2013-10-12]. Dostupné z: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/4/vansi384.htm>>.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-716-9256-5.

VOSTATEK, P. *Posturální analýza stabilizace motoriky: bakalářská práce*. Praha: ČVUT, Fakulta elektrotechnická, 2007. 46 l. Vedoucí bakalářské práce Ing. Daniel Novák, PhD.

ZEMAN, J. *Metody neinvazivního měření vibrační přenosové funkce lidské páteře in vivo v poloze na břiše: autoreferát disertační práce* [online]. 2008. [cit. 2013-03-12]. Dostupný z: <[http://www.ftvs.cuni.cz/doktorske\\_sk/obhaj/Zeman.pdf](http://www.ftvs.cuni.cz/doktorske_sk/obhaj/Zeman.pdf)>.

## **Zoznam príloh**

**Príloha č. 1: Žiadosť o vyjadrení etickej komisie UK FTVS**

**Príloha č. 2: Informovaný súhlas**



**Príloha č. 1: Žiadosť o vyjadrení etickej komisie UK FTVS**



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** PATOLOGICKÉ DŮSLEDKY HYPOKINÉZY U PARAPLÉGIE A ICH IDENTIFIKÁCIA  
METÓDOU TVS

**Forma projektu:** Diplomová práce

**Autor** (hlavní řešitel): Bc. Dominika Vavrová

**Školitel** (v případě studentské práce): Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

#### Popis projektu

Diplomová práce bude mít charakter pilotnej štúdie, ktorá sa bude zaoberať vplyvom hypokinézy a jej patologickými dôsledkami u osoby s paraplegiou. Do štúdie bude zaradená osoba s paraplegiou a dvaja probandi (zo zdravej populácie). Výskum bude realizovaný pomocou metódy TVS (Transfer Vibration Through Spine). Cieľom diplomovej práce je identifikovať a klasifikovať parametre axiálneho systému a ich zmeny v dôsledku patológie osového orgánu u človeka s paraplegiou pomocou metódy TVS (Transfer Vibration Through Spine).

#### Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Metoda TVS (Transfer Vibration Through Spine), ktorá bude realizovaná v diplomovej práci je neinvazívna metóda.

#### Informovaný souhlas (priložený)

V Praze dne: 3.6. 2013

Podpis autora:

### Vyjádření etické komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.

Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.

Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0135/2013

dne: 25.6.2013

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnice pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy  
UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

podpis předsedy EK

## **Príloha č. 2: Informovaný súhlas**

### **Informovaný súhlas**

V súlade so zákonom "O péči a zdraví ľudu" (§27b zákona č. 20/1966 Sb.) a Úmluvou o ľudských právach a biomedicíne č. 96/2001, Vás žiadam o súhlas s účasťou na experimentálnej štúdii s názvom Patologické dôsledky hypokinézy u paraplégie a ich identifikácia metódou Transfer Vibration Through Spine (TVS) a o súhlas s uverejnením výsledkov experimentu v rámci diplomovej práce na FTVS UK. Osobné dáta v tejto štúdii nebudú uvedené.

Cieľom výskumu je identifikovať a klasifikovať rozdiely mechanických vlastností axiálnych systémov u osoby s paraplégiou a osobami zo zdravej populácie. Sekundárnym cieľom je identifikovať a klasifikovať zmeny mechanických vlastností axiálneho systému u osoby s paraplégiou v závislosti od realizovanej fyzioterapeutickej intervencie. Pred samotným meraním Vás čaká odobranie základných údajov, slovná inštrukcia o meraní metódou TVS. Predpokladaná doba celého merania je jedna hodina. Počas experimentu sa nebudú používať žiadne invazívne postupy.

Svojím podpisom potvrdzujem, že som bol/a dostatočným spôsobom informovaný/á o význame a rozsahu experimentu. Prečítal/a som si a pochopil/a som text informovaného súhlasu, na všetky moje otázky bolo odpovedané zrozumiteľne a v žiadanom rozsahu. Beriem na vedomie, že moje dáta budú spracované anonymne a údaje o mojej osobe budú dôverne uchované. Súčasne si vyhradzujem právo kedykoľvek zrušiť svoj súhlas, bez toho, aby mi z toho vznikol nejaký postih.